


SENSOR DE TEMPERATURA BASEADO EM FLUORESCÊNCIA UTILIZANDO
FIBRA ÓPTICA PLÁSTICA (POF)

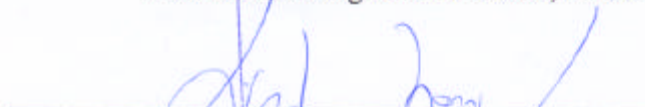
Luiz Antonio Marques Filho

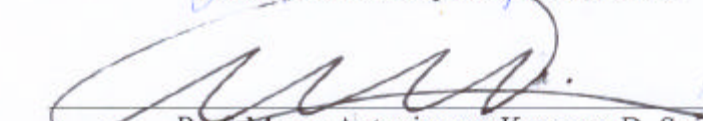
DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:


Prof. Marcelo Martins Werneck, Ph. D.


Prof. Márcio Nogueira de Souza, D. Sc.


Prof. Ricardo Marques Ribeiro, D. Sc.


Prof. Marco Antonio von Kruguer, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2006

MARQUES FILHO, LUIZ ANTONIO

Sensor de temperatura baseado em fluorescência utilizando fibra óptica plástica (POF). [Rio de Janeiro] 2006

XVI, 133 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M. Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Sensor óptico

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedico este trabalho a meus pais, Luiz A. Marques e Regina
M. Faria Marques, a minha esposa Cláudia Valéria da
Silva S. Marques, a meus filhos, Carine da Silva
S. Marques, Aline da Silva S. Marques
e Luiz A. da Silva Santos Marques.

AGRADECIMENTOS

A Deus por mais uma conquista.

Aos meus pais e minha família, que sempre me apoiaram para que eu pudesse realizar os meus sonhos.

Ao professor Marcelo Martins Werneck pela oportunidade oferecida, confiança, orientação, apoio, conhecimento transferido e incentivo no transcorrer do curso e durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao professor Ricardo Marques Ribeiro pelas brilhantes sugestões, ajudando-me a estabelecer as metas para alcançar os objetivos dos experimentos e pela preocupação constante com o desenvolvimento dos trabalhos.

Ao Carlos Wilson Ribeiro Fernandes, pela amizade, pelo exemplo, influência, motivação e conhecimentos transmitidos.

Aos senhores Marcos Manoel Lopes, Marco Antonio Ribeiro Canuto e Rovane de Lima Maicá pela confiança e concessão das condições necessárias para que eu pudesse buscar novos conhecimentos e o aprimoramento profissional.

Aos amigos Alex dos Santos Carvalho, Geraldo Tarcízio Ferreira pelo excelente ambiente de trabalho, pela dedicação nas realizações das atividades que nos eram incumbidas, o que me proporcionou tranqüilidade no recebimento e cumprimento das diversas tarefas.

Ao Amigo Alexandre Leite da Silva pelas orações, ensinamentos e palavras de incentivos.

A equipe do Laboratório de Instrumentação e Fotônica, pelo excelente ambiente de trabalho onde realizava meus experimentos com muita motivação, pela troca de experiência (com os coordenadores, gerentes de projetos, pesquisadores, técnicos, funcionários e estagiários), pelas brincadeiras saudáveis.

A todos os professores e funcionários do Programa de Engenharia Biomédica pela contribuição na minha formação, em especial aos professores: Rosimary T. Almeida, Márcio Nogueira de Souza, Marco Antonio von Krüger e Roberto Macoto Ichinose por estarem sempre a disposição para retiradas de dúvidas e orientações.

A professora Maria Helena Farias pelos conhecimentos transmitidos, pois foram de muita valia para a elaboração deste trabalho.

A todos os demais que participaram de forma direta ou indireta.

Meus sinceros agradecimentos

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciência (M. Sc.).

SENSOR DE TEMPERATURA BASEADO EM FLUORESCÊNCIA UTILIZANDO FIBRA ÓPTICA PLÁSTICA (POF)

Luiz Antonio Marques Filho

Março / 2006

Orientador: Marcelo Martins Werneck.

Programa: Engenharia Biomédica.

A presente dissertação trata do desenvolvimento de um transdutor de temperatura fabricado com fibra óptica plástica para aplicações biológicas. Nela é descrito o desenvolvimento de um protótipo que emprega o tempo de decaimento da fluorescência do rubi na medição de temperaturas na faixa de 35°C a 45°C com resolução de 0,1°C apresentando as seguintes características: baixo custo, velocidade de resposta, exatidão e bio-compatibilidade. A motivação para a construção de tal transdutor é suprimir as deficiências dos termômetros convencionais aproveitando as vantagens das fibras ópticas que possuem núcleo feito de material não tóxico o que lhes dá um grande potencial para seu emprego em equipamentos de instrumentação médica. As fibras apresentam como características, serem dielétricas, possuírem pequena massa, transmitirem sinais luminosos à longa distância e serem fabricadas em comprimentos variados. Adicionalmente, devido a sua imunidade às ondas eletromagnéticas podem ser empregadas na medição do calor produzido dentro de campos por RF durante hipertermia médica no tratamento de câncer. O sensor aqui desenvolvido para aplicações médicas não apresenta o risco de choque elétrico podendo ser aplicado em medições invasivas e implantado por longo período de tempo. Além disto graças a sua flexibilidade pode alcançar locais de difícil acesso em partes internas de órgãos.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.).

TEMPERATURE SENSOR BASED ON FLUORESCENCE USING PLASTIC OPTIC
FIBER (POF)

Luiz Antonio Marques Filho

March / 2006

Advisors: Marcelo Martins Werneck.

Department: Engenharia Biomédica.

In this dissertation is presented the development of a temperature sensor made with plastic fiber optical for biological applications. Its is described the development of a prototype employing the fluorescence decay time of ruby for measurement of temperatures in the range of 35°C to 45°C with resolution of the 0.1°C presenting the characteristics of low cost, fast response, accuracy, and biocompatibility. The motivation for such transducer is to overcome the deficiencies of conventional thermometers by employing plastic fiber optics properties which posses core made of nontoxic material. Plastic fiber optic are, lightweight, can be manufactured with a variety of transmittance and length. Addotionally, because of its immunity to eletromagnetic waves to can be employed to measure the heat generation inside RF fields during medical hyperthermia in cancer tratament or in studies of the effect of microwave exposure of biological tissues. The sensor here developed for medical applications does not present risk of electric shock and can be employed in invasive measurements for long periods of time. It has the capability of reach regions of difficult access in internal parts of organs.

Índice	Página
Índice de Figuras.	x
Índice de Tabelas.	xvi
CAPÍTULO I	1
1 Introdução.	1
1.1 Objetivo do trabalho.	3
1.2 Justificativa.	4
CAPÍTULO II	5
2 Estado da Arte.	5
2.1 Sensores de fibra óptica modulados por intensidade.	5
2.2 Sensores baseados no deslocamento do comprimento de onda.	6
2.3 Sensores baseados no decaimento da fluorescência.	8
2.4 Sensores utilizando a técnicas de interferometria.	15
2.5 Sensores de temperatura com infravermelho.	15
CAPÍTULO III	17
3 Fundamentos Teóricos.	17
3.1 Regulação da temperatura corporal.	17
3.1.1 Temperatura corporal normal.	17
3.1.2 Limites da temperatura corporal.	18
3.1.3 Hipertermia.	18
3.1.4 Sistema de instrumentação à fibra óptica em Engenharia Biomédica.	18
3.1.5 Sensores biomédicos.	19
3.2 Fibra óptica.	19
3.2.1 Índice de refração.	20
3.2.2 Lei de Snell.	20
3.2.3 Refração da luz.	21
3.2.4 Princípio geral de direcionamento de luz na fibra.	21
3.2.5 Fontes luminosas.	22
3.2.6 Acoplamento e conexões.	23
3.2.7 Espectro de transmissão.	24
3.2.8 Tipos de fibras ópticas.	24
3.2.9 Propriedades das fibras ópticas plásticas.	25

3.2.10	Abertura numérica das fibras ópticas.	26
3.2.11	Curva de atenuação espectral das fibras ópticas plásticas PMMA..	26
3.2.12	Resistência à temperatura com o tempo.	27
3.2.13	Fibra óptica plástica fluorescente.	28
3.3	Sensores à fibra óptica.	29
3.3.1	Vantagens dos sensores à fibra óptica.	29
3.3.2	Classificação dos sensores.	29
3.3.3	Tipos de modulação.	30
3.3.4	Sensores à fibra óptica baseados na intensidade do sinal.	30
3.3.5	Sensores à fibra óptica baseados no deslocamento do comprimento de Onda.	31
3.3.6	Construção de Redes de Bragg em POF.	32
3.3.7	Caracterização da Rede de Bragg em POF.	33
	a) Sensibilidade térmica da rede de Bragg em POF.	33
	b) Estiramento mecânico da rede de Bragg em POF.	33
3.3.10	Sensores a fibra óptica baseado no decaimento da fluorescência. ..	34
3.3.11	Luminescência, fluorescência e fosforescência.	36
3.3.12	Espectro de absorção e fluorescência do rubi.	36
3.3.13	Decaimento da fluorescência conforme a concentração de Cr ⁺	37
CAPÍTULO IV		38
4	Materiais e Métodos.	38
4.1	Desenvolvimento do primeiro experimento.	38
4.1.1	Montagem da primeira etapa do primeiro experimento.	39
4.1.2	Procedimentos experimentais da primeira etapa.	39
4.1.3	Montagem da segunda etapa.	41
4.1.4	Procedimentos experimentais da segunda etapa.	41
4.1.5	Montagem experimental da terceira etapa.	42
4.1.6	Procedimentos experimentais da terceira etapa.	43
4.2	Desenvolvimento do segundo experimento.	43
4.2.1	Montagem do segundo experimento.	43
4.2.2	Procedimento do segundo experimento.	44
4.3	Desenvolvimento do terceiro experimento.	45
4.3.1	Montagem da primeira etapa do experimento.	45

a. Montagem do sensor.	46
b. Montagem do fotodetector.	48
c. Montagem do arranjo óptico.	50
4.3.2 Procedimentos da primeira etapa do terceiro experimento.	51
4.3.3 Desenvolvimento da segunda etapa do terceiro experimento.	51
a. Arranjo óptico utilizado no experimento utilizando uma única fibra óptica.	52
b. Caracterização e montagem dos filtros ópticos plásticos.	52
c. Montagem do sensor em uma única fibra óptica plástica.	56
d. Montagem do <i>driver</i> do LED e conexão do filtro óptico.	57
e. Montagem do arranjo óptico em uma caixa metálica.	58
f. Montagem da fonte de alimentação.	62
4.2.3 Procedimentos de medições da segunda etapa do terceiro experimento.	63
CAPÍTULO V	71
5 Resultados e Discussão.	71
5.1 Resultados da primeira montagem experimental.	71
5.2 Resultados da segunda montagem experimental.	74
5.3 Resultados da terceira montagem experimental.	74
CAPÍTULO VI	105
Conclusão.	105
Referências Bibliográficas.	107
Apêndice A.	113
Apêndice B.	114
Apêndice C.	116
Apêndice D.	121
Apêndice E.	125

Índice de figuras

Página

Figura 1.1:	Princípio de termodiluição para medição de débito cardíaco. Adaptada de BANNER (1998).	02
Figura 2.1:	Sensor de temperatura desenvolvido utilizando a técnica da modulação com a variação da intensidade luminosa. Adaptada de PENNISI (2002).	05
Figura 2.2:	Sensor de temperatura desenvolvido utilizando a técnica da modulação com a variação da intensidade luminosa. Adaptada de KALINOWSKI (1997).	06
Figura 2.3:	Montagem proposta para medir temperatura utilizando duas redes de <i>Bragg</i> com coeficiente térmico diferente. Adaptada de TSAO (1996).	06
Figura 2.4:	Montagem experimental utilizando quatro redes de <i>Bragg</i> em uma sonda sensora. Adaptada de RAO (1997).	07
Figura 2.5:	Diagrama do equipamento <i>Luxtron 1000</i> . A medição de temperatura através da relação dos picos F_2 e F_1 da emissão do sensor. Adaptada de (GRATTAN, 1995).	08
Figura 2.6:	Esquema do arranjo experimental proposto utilizando fibra óptica e um cristal de alexandrita. Adaptada de AUGOUSTI (1987).	09
Figura 2.7:	Protótipo da sonda sensora com material fluorescente na extremidade da fibra óptica. Adaptada de SUN (1990).	10
Figura 2.8:	Esquema do sensor desenvolvido com cristal de Cr:LiSAF. Adaptada de ZHANG (1992).	10
Figura 2.9:	Espectro da fluorescência da fibra dopada com érbio com a temperatura e a relação dos picos do espectro de fluorescência em função da temperatura. Adaptada de IMAI (1996).	11
Figura 2.10:	Esquema do arranjo experimental e sistema óptico utilizando uma sonda sensora com CrMg ₂ SiO ₄ e Cr:(Mg,Fe)SiO ₄ como material fluorescente. Adaptada de FENICOLA (1997).	12
Figura 2.11:	Esquema da ponta sensora construída com um cristal de 2,5 mm preso na ponta de uma fibra óptica multimodo de sílica. Adaptada de FENICOLA (1997).	13
Figura 2.12:	Sistema de medição utilizando a técnica da diferença de fase. Adaptada de GRATTAN (1988).	14
Figura 2.13:	Gráfico do ângulo de fase versus constante de tempo para várias frequências de modulação. Adaptado de GRATTAN (1988).	15
Figura 2.14:	Termômetro desenvolvido para medição de temperatura timpânica utilizando fibra de vidro de calcogênio como guia da radiação infravermelha produzida pelo tímpano até o sensor de infravermelho. Adaptada de SHIBASAKI (1998)	16
Figura 3.1:	Estrutura física da fibra óptica. a) estrutura cilíndrica, b) seção transversal, c) corte longitudinal e d) o perfil de índices de refração. Adaptada de GIOZZA (1991).	20
Figura 3.2:	Raio de luz propagando-se do meio n_2 com índice de refração maior que n_1 . a) Raio de luz com ângulo de incidência α_2 com a normal. b) ângulo de incidência igual ao	

	ângulo crítico ($\text{sen } \alpha_c = \frac{n_1}{n_2}$). c) raio de incidência maior ou igual ao ângulo crítico.	21
Figura 3.3:	Propagação da luz em uma fibra óptica. Adaptada de WERNECK (1996).	22
Figura 3.4:	Emenda mecânica e conector <i>simplex</i> utilizados em POF	23
Figura 3.5:	Acoplador óptico 1x2 da <i>DieMount</i> para POF.	23
Figura 3.6:	Espectro eletromagnético. Adaptada de GIOZZA (1991).	24
Figura 3.7:	Representação do índice de reflexão e modo de propagação e sinais de entrada e saída das fibras: a) fibra óptica multimodo índice degrau, b) fibra óptica multimodo índice gradual, c) fibra óptica monomodo. Adaptada de GIOZZA (1991).	25
Figura 3.8:	Inserção e extração de luz em uma POF. A abertura numérica é dada pela equação $NA = \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)}$, onde n_1 é o índice de refração do núcleo e n_2 é o índice de refração da casca. O ângulo de aceitação (A) é definido pela equação $A = \arcsin(NA)$ e o cone de aceitação por $2 \arcsin(NA)$. Adaptada de MARCOU (1997).	26
Figura 3.9:	Atenuação espectral das fibras ópticas plásticas PMMA. Adaptada de MARCOU (1997).	27
Figura 3.10:	Resistência da POF com o tempo à temperatura com o tempo. Adaptada de MARCOU (1997).	27
Figura 3.11:	Espectro de excitação e emissão da fibra óptica plástica fluorescente verde. Adaptada de MARCOU (1997).	28
Figura 3.12:	Espectro de excitação e emissão da fibra óptica plástica fluorescente vermelha. Adaptada de MARCOU (1997).	28
Figura 3.13:	Espectros de transmissão e reflexão da rede de <i>Bragg</i> . Adaptada de KERSEY (1992).	32
Figura 3.14:	Montagem para gravação da rede de difração. Adaptada de LIU (2002).	33
Figura 3.15:	Método do tempo de meia vida da fluorescência. Para temperatura mais baixa o tempo de decaimento é mais longo. Adaptada de GRATTAN (1995).	35
Figura 3.16:	Método do retardo de fase em relação ao sinal senoidal de excitação original. A troca de fase dá indicação do tempo de decaimento da fluorescência. Adaptada de GRATTAN (1995).	35
Figura 3.17:	Espectro de absorção e excitação do rubi. Adaptada de AIZAWA (2003).	36
Figura 3.18:	Tempo de decaimento da fluorescência conforme a concentração de Cr^{3+} . Adaptada de GRATTAN (1995).	37
Figura 4.1:	Montagem experimental para verificar o espectro da fluorescência da FPOF.	39
Figura 4.2:	Montagem do sensor com uma fibra óptica fluorescente de 2,24 cm.	40
Figura 4.3:	Fixação do LED polido COTCO no tubo de alumínio.	40
Figura 4.4:	Montagem experimental para verificar a dependência do pico espectral do sinal de fluorescência da FPOF com a temperatura.	41
Figura 4.5:	Montagem do experimental do primeiro protótipo utilizando uma fibra óptica plástica fluorescente (FPOF) como sensor de temperatura.	42

Figura 4.6:	Montagem experimental para verificar o tempo de decaimento da fluorescência da FPOF.	44
Figura 4.7:	Circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.	44
Figura 4.8:	Arranjo óptico utilizado para verificar a fluorescência do cristal de rubi.	45
Figura 4.9:	Montagem do sensor de temperatura utilizando duas fibras ópticas plásticas e um cristal de rubi sintético.	46
Figura 4.10:	Fixação e acoplamento óptico do cristal de rubi nas extremidades das fibras ópticas. ...	46
Figura 4.11:	Cristal de rubi bombeado opticamente com comprimento de onda de 465 nm.	47
Figura 4.12:	Sensor óptico revestido com resina acrílica de polimetilmetacrilato.	47
Figura 4.13:	Diagrama esquemático do circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.	48
Figura 4.14:	Face cobreada do circuito impresso do receptor usado para amplificar o sinal de fluorescência.	49
Figura 4.15:	Lado dos componentes do circuito impresso do receptor usado para amplificar o sinal de fluorescência.	49
Figura 4.16:	Circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.	49
Figura 4.17:	Sensor óptico fixado a uma ponta sensora de temperatura do termômetro SalvTerm 120.	50
Figura 4.18:	Montagem experimental realizada para correlacionar o tempo de decaimento da fluorescência do rubi com a temperatura.	50
Figura 4.19:	Arranjo óptico utilizando uma única fibra óptica como elemento sensor.	52
Figura 4.20:	Caracterização dos filtros ópticos plásticos utilizados nos experimentos. Na foto são mostrados o monocromador <i>Oriel</i> , uma fonte de luz branca <i>Oriel</i> e um <i>optometer</i>	53
Figura 4.21:	Montagem do Filtro óptico (vermelho) utilizado no experimento. A foto mostra a conexão mecânica das fibras ópticas plásticas e o filtro óptico vermelho.	54
Figura 4.22:	Conector <i>simplex</i> e POF. Fixação da POF no conector <i>simplex</i>	54
Figura 4.23:	Fixação da POF no conector <i>simplex</i>	55
Figura 4.24:	Conectores <i>simplex</i> com a POF após o polimento.	55
Figura 4.25:	Filtro óptico para bloquear o sinal de excitação do LED azul e deixar passar somente o sinal de fluorescência que retorna do sensor. O filtro óptico foi fixado entre as duas fibras ópticas utilizando dois conectores.	56
Figura 4.26:	Ponta da sonda sensora de temperatura montada com um cristal de rubi semi-esférico com 1mm de diâmetro e um conector para POF.	56
Figura 4.27:	Sonda sensora após a fixação do conector <i>simplex</i>	57
Figura 4.28:	LED polido COTCO e conector para emenda mecânica.	57
Figura 4.29:	Fixação do LED na emenda mecânica e circuito de <i>driver</i>	58
Figura 4.30:	Conexão do dispositivo com o filtro óptico, LED adaptado ao conector de emenda mecânica com o circuito de <i>driver</i> e o circuito fotoreceptor.	58

Figura 4.31: Arranjo do experimento montado na caixa metálica.	59
Figura 4.32: Vista da parte frontal da caixa metálica.	59
Figura 4.33: Vista da parte traseira da caixa metálica com a montagem experimental.	60
Figura 4.34: Parte frontal da caixa metálica com a sonda sensora conectada à emenda mecânica.	60
Figura 4.35: Fixação do circuito de excitação, acoplador e filtro óptico.	61
Figura 4.36: Acondicionamento da fibra óptica plástica do fotodetector e emissor de luz (LED).	61
Figura 4.37: Fixação do circuito de excitação, acoplador e filtro óptico.	62
Figura 4.38: Acondicionamento da fibra óptica plástica do fotodetector e emissor de luz (LED).	62
Figura 4.39: Fixação de uma blindagem para evitar interferências no circuito do fotodetector.	63
Figura 4.40: Arranjo experimental utilizado para calibrar o sensor óptico.	63
Figura 4.41: O painel frontal do Instrumento Virtual desenvolvido para o sensor óptico de temperatura.	65
Figura 4.42: Sinal recebido do sensor óptico, após o pulso de excitação, digitalizado com 500 pontos a uma taxa de 20000 Hz.	65
Figura 4.43: Exponencial obtida entre o tempo (t_0) e (t).	66
Figura 4.44: Indicador de temperatura do instrumento virtual.	66
Figura 4.45: Linearização da exponencial obtida entre o tempo (t_0) e (t).	67
Figura 4.46: Curva de variação da temperatura para valor inicial T_1 e valor final T_2	70
Figura 4.47: Equivalente elétrico do sensor.	70
Figura 5.1: Espectro de fluorescência da fibra óptica plástica centrado em 495,85 nm para temperatura de 26°C.	71
Figura 5.2: Intensidade da fluorescência da FPOF para 26°C, 42,5°C e 56,5°C.	72
Figura 5.3: Espectros de fluorescência da fibra óptica plástica para diversas medições incrementando a temperatura de 26°C a 56,5°C.	72
Figura 5.4: Variação da amplitude do sinal (CH1/CH2) em função da temperatura na fibra óptica fluorescente.	73
Figura 5.5: Sinal de resposta obtido após a excitação do sensor com um sinal de onda quadrada. É mostrado na parte de acima da tela a forma de onda do sinal aplicado no sensor e abaixo o sinal de fluorescência que retorna do sensor.	74
Figura 5.6: Sinal obtido com a aplicação direta no amplificador. É mostrado na parte de acima da tela a forma de onda do sinal aplicado diretamente no amplificador e abaixo o sinal de saída do amplificador.	75
Figura 5.7: Retas de calibração do Termômetro Salvterm 120 comparado com uma termoresistência PT-1000/0°C.	76
Figura 5.8: Sinal de fluorescência do rubi variando a temperatura de 68°C até 30°C.	77
Figura 5.9: Decaimento da fluorescência do rubi variando a temperatura de 68°C até 30°C.	77
Figura 5.10: Decaimento da fluorescência do rubi <i>versus</i> temperatura aplicada.	78
Figura 5.11: Retas de calibração do sensor óptico utilizando o parâmetro (t).	79
Figura 5.12: Espectro da fonte de luz <i>Oriel</i> , LED azul COTCO e transmissão dos filtros ópticos caracterizados.	80

Figura 5.13: Espectros normalizados da fonte de luz <i>Oriel</i> , LED azul COTCO e transmissão dos filtros ópticos caracterizados.	80
Figura 5.14: Espectros do LED azul COTCO e transmissão dos filtros ópticos caracterizados amarelo combinado com o filtro vermelho.	81
Figura 5.15: Espectros de absorção e emissão do cristal de rubi, LED azul COTCO e transmissão do filtro óptico.	81
Figura 5.16: Sinal de fluorescência obtido sem o filtro óptico. No detalhe circulado em vermelho é mostrado o decaimento da fluorescência.	82
Figura 5.17: Sinal de fluorescência obtido com filtro óptico. No detalhe circulado em vermelho é mostrado o decaimento da fluorescência.	82
Figura 5.18: Retas de calibração do sensor óptico utilizando o parâmetro (?).	83
Figura 5.19: Retas de calibração utilizando o parâmetro (<i>slope</i>).	84
Figura 5.20: Ajuste do sensor óptico para conversão do tempo de decaimento em indicação de temperatura.	85
Figura 5.21: Ajuste do sensor óptico para conversão da inclinação da reta em indicação de temperatura.	85
Figura 5.22: Indicação da temperatura do sensor após o ajuste nos parâmetros A e B na tela de calibração (utilizando a técnica do tempo de decaimento da exponencial) e na tela linearização utilizando a inclinação da reta. O símbolo (x) representa o termopar e as indicações do sensor óptico os símbolos (?) e (?).	86
Figura 5.23: Distribuição de valores medidos pelo sensor óptico para uma temperatura constante de 34,6°C.	87
Figura 5.24: Distribuição de valores medidos pelo sensor óptico para uma temperatura constante de 34,6°C.	87
Figura 5.25: Indicação de temperatura do sensor óptico e termopar no painel frontal do Instrumento Virtual.	88
Figura 5.26: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 43°C para 0°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).	89
Figura 5.27: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 0°C para 40°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).	89
Figura 5.28: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 27°C para 43°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).	90
Figura 5.29: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 48,5°C para 27°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).	91
Figura 5.30: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 34,0°C.	93

Figura 5.31: Distribuição dos valores das três medições.	93
Figura 5.32: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 35,9°C.	94
Figura 5.33: Distribuição dos valores das três medições.	94
Figura 5.34: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 38,0°C.	95
Figura 5.35: Distribuição dos valores das três medições.	95
Figura 5.36: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 40,0°C.	96
Figura 5.37: Distribuição dos valores das três medições.	96
Figura 5.38: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 41,9°C.	97
Figura 5.39: Distribuição dos valores das três medições.	97
Figura 5.40: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 44,7°C.	98
Figura 5.41: Distribuição dos valores das três medições.	98
Figura 5.42: Comparação entre os valores registrados pelo sensor óptico e o SalvTerm 120.	101

Lista de Tabelas	Páginas
Tabela 5.1: Regressão linear para os dados da Figura 5.4 ($Y=A+B*X$).	73
Tabela 5.2: Regressão linear para os dados da Figura 5.7 ($Y=A+B*X$).	76
Tabela 5.3: Regressão linear para os dados da Figura 5.10 ($Y=A+B*X$).	78
Tabela 5.4: Regressão linear para os dados da Figura 5.11 ($Y=A+B*X$).	79
Tabela 5.5: Regressão linear para os dados da Figura 5.18 ($Y=A+B*X$).	83
Tabela 5.6: Regressão linear para os dados da Figura 5.19 ($Y=A+B*X$).	84
Tabela 5.7: Primeiro ponto de medição de temperatura	99
Tabela 5.8: Segundo ponto de medição de temperatura	99
Tabela 5.9: Terceiro ponto de medição de temperatura	99
Tabela 5.10: Quarto ponto de medição de temperatura	100
Tabela 5.11: Quinto ponto de medição de temperatura	100
Tabela 5.12: Sexto ponto de medição de temperatura	100
Tabela 5.13: Regressão linear para os dados da Figura 5.42 ($Y=A+B*X$).	101
Tabela 5.14: Resultado da calibração do sensor óptico tendo como padrão o termômetro Salvterm 120.	102
Tabela 5.15: Tabela de ajuste do sensor óptico pela regressão linear.	102
Tabela 5.16: Incertezas de medição do sensor óptico.	104
Tabela A.1: Resultados para uma fibra fluorescente verde de 2,24 cm bombeada opticamente por um LED azul (470nm) com corrente de 27,0 mA.	113
Tabela A.2: Propriedades selecionadas de fibras ópticas usadas em sensores. Adaptada de Fernando (2002).	113

CAPÍTULO I

1 Introdução

Os termômetros de mercúrio são muito utilizados para medição não invasiva de temperatura corporal. Estes termômetros apresentam uma resposta de tempo da ordem de três minutos, são frágeis e não servem para medições invasivas de temperatura corporal. A alternativa para uma resposta de tempo menor é o sensor de infravermelho que mede a temperatura dentro do pavilhão auditivo. Esse termômetro tem como benefício não ser de contato, sendo usado para medição da temperatura na membrana timpânica devido à proximidade com a artéria carótida por onde passa o sangue do hipotálamo (FRADEN, 1993). A maioria dos termômetros timpânicos comercialmente disponíveis tem um problema fundamental, além do custo ser relativamente alto, a radiação emitida do canal da orelha é transmitida pelo guia até o detector infravermelho e esta radiação depende muito do modo como o guia é posicionado dentro do canal auditivo, dando origem a grandes erros (SADE, 2001). Os termômetros eletrônicos baseados em termopares e termistores apresentam a vantagem de resposta mais rápida que os de mercúrios. Entretanto, para aplicações invasivas de medição de temperatura, onde há risco de choque elétrico, como por exemplo, medição do débito cardíaco por termodiluição, os termômetros baseados em termistores e termopares não são aconselháveis, além disso, a posição do termistor no cateter pode causar erros na medição da temperatura e conseqüentemente na determinação do débito cardíaco (BANNER, 1988). Em aplicações terapêuticas de câncer usando hipertermia produzida por radiofrequência (13,56 MHz) ou microondas (2450 MHz), os sensores não devem ser metálicos, pois os componentes metálicos perturbariam o campo magnético levando a falsa medição (KALINOWSKI, 1997 e WEBB, 1998).

O débito cardíaco (CO) pode ser obtido facilmente através de técnica de termodiluição usando um cateter na artéria pulmonar (PA). Neste método, uma mudança de temperatura do sangue é criada em um ponto da circulação (Átrio direito) com a introdução de um indicador com temperatura abaixo da temperatura do sangue (Figura 1.1). A mudança resultante na temperatura do sangue é detectada por um termistor em um ponto da artéria pulmonar (PA) (BANNER, 1988).

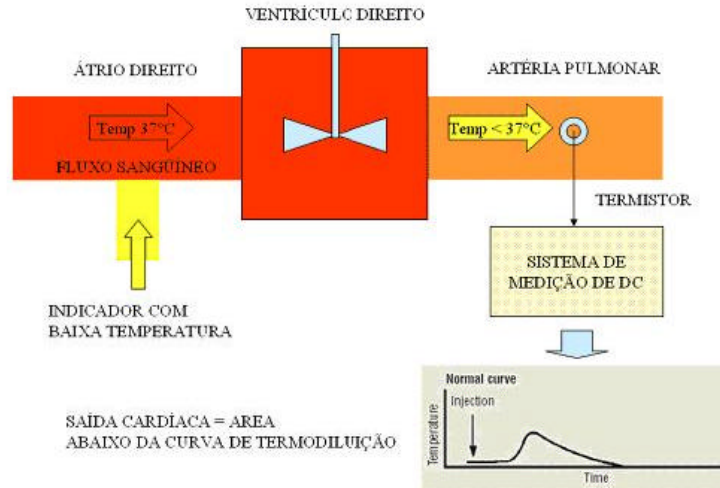


Figura 1.1: Princípios de termodiluição para medição de débito cardíaco. Adaptada de BANNER (1998).

O débito cardíaco pode ser calculado com a fórmula de Stewart-Hamilton (BANNER, 1998).

$$CO = \frac{V_I (T_B - T_f) K_1 K_2}{\int \Delta T_B dt} \quad (1.1)$$

Onde: CO é o débito cardíaco representada em litros por minuto; V_I é o volume do injetado; T_B é a temperatura do sangue na artéria pulmonar; T_f é a temperatura do injetado; $\Delta T_B dt$ é a mudança na temperatura do sangue em função do tempo; K_1 é o fator de densidade (injetado/sangue); e K_2 constante computacional. Observando os componentes desta fórmula, é possível entender os princípios fundamentais dos aspectos técnicos da medição de CO por termodiluição e os potenciais erros da técnica. Um termistor mede continuamente a temperatura do injetado (T_f) que serve de referência para o computador (CO) e representa um dos quatro resistores de um circuito elétrico da ponte de Wheatstone. Outro termistor mede a mudança de temperatura na artéria pulmonar. O decremento da temperatura do sangue com a injeção de um indicador com temperatura abaixo da temperatura do sangue ($T_B - T_f$) resulta em um desbalanceamento na ponte de Wheatstone causando uma diferença de tensão. A diferença de tensão será uma curva no tempo. O computador integra a área abaixo da curva ($\int \Delta T_B dt$), e o resultado é dado no monitor de CO em litros por minutos. A temperatura do injetado pode ser a do ambiente para volumes de 10 ml ou do gelo para

volumes de 1 ml. A vantagem de usar a temperatura ambiente é a redução de custo por não necessitar de equipamentos para manter a temperatura do injetado, além disso, com o uso da temperatura ambiente, reduz potenciais erros com o decorrer do tempo. A temperatura de 10 mililitros de injetado pode variar de 0,6°C a 1,0°C em 30 segundos após ser retirado do banho térmico a 0°C. A precisão da medição de *CO* também depende da posição do cateter e do termistor determinado pela sonda. A posição do termistor na artéria pulmonar pode ser determinada por verificação radiográfica (BANNER, 1988).

Em um tratamento típico de hipertermia a temperatura do tumor é elevada para $(43 \pm 0,5)^\circ\text{C}$ por um período de 20-60 min. Porém, a efetividade depende da estabilidade e uniformidade da temperatura no local. Um método usado para aquecimento local do tumor é baseado na absorção de campo eletromagnético no tecido biológico (KATZIR, 1989). Segundo CHONG (2001) o benefício clínico com hipertermia depende da forma de induzir e medir a temperatura. O aquecimento local pode ser com irradiação de RF ou ultra-som (JAROZ, 2003). Para controlar o parâmetro de irradiação é necessário um sistema altamente seguro para medição da temperatura induzida. O uso de termistores, no caso de tratamento com microondas, produz leituras errôneas como resultados devido à indução de correntes, tensão nos elementos metálicos e auto-aquecimento. TAKAHASHI (2000) desenvolveu um sistema para terapia, por hipertermia, de câncer no cérebro. O sistema usado nos seus estudos foi construído com um gerador de RF com frequência de 13,56 MHz e eletrodos com formato de agulhas (antenas de RF). Para limitar a temperatura de saída do sistema, TAKAHASHI utilizou uma sonda com um termistor em um cateter.

1.1 Objetivo do trabalho

O objetivo foi projetar um sensor de temperatura, baseado em fluorescência, utilizando fibra óptica plástica (POF), para aplicações em Biomédica. A proposta foi desenvolver um sistema de medição de temperatura com baixo custo, boa velocidade de resposta e exatidão. A pesquisa foi centrada no método de interrogação do sensor, ou seja, da modulação do sinal aplicado e demodulação do sinal de retorno do sensor. O sensor foi projetado para medir temperaturas na faixa de 35°C a 50°C com uma resolução de 0,1°C.

WICKERSHEIM e colaboradores (1981) e (1987), demonstraram em seus estudos a dependência do tempo de meia vida de materiais fluorescentes com a temperatura.

Esse efeito tem como vantagem uma variação linear da característica da fluorescência com a temperatura (GRATTAN e colaboradores, 1985) e a independência da medição com possíveis flutuações na intensidade da luz da fonte de excitação (ALCALA e colaboradores, 1996). Além disso, utilizando esta técnica podem-se construir vários sensores onde, em princípio, a característica intrínseca da fluorescência será mantida de material para material. Isso tem implicações importantes para sensores com fibra ótica, pois o sensor poderá ser substituído prontamente se danificado ou retirado após o uso para esterilizar.

1.2 Justificativa

A motivação para o desenvolvimento do transdutor é, além do domínio da tecnologia, suprimir as deficiências dos outros sensores de temperatura para aplicações biomédicas, por exemplo, determinação do débito cardíaco, medição e controle de calor induzido por RF durante hipertermia médica para terapia do câncer e medições durante estudo do efeito biológico de RF e campo magnético.

As principais vantagens na utilização da fibra ótica para desenvolvimento de sensores são isolamento elétrico e imunidade à interferência de radiofrequência (FRADEN,1996). Por ser dielétrica, é possível efetuar medições com segurança no paciente (GRATTAN, 1988). Outra vantagem é a pequena massa térmica, o que minimiza o fluxo de calor para fora do volume que será realizada a medição de temperatura, aumentando a precisão e a confiança da medição. Além disso, é flexível e de pequeno diâmetro e podem ser facilmente inseridos em locais de difíceis acessos, com distanciamentos variados (SCHEGGI, 1984), e, com a fabricação de fibras óticas compostas de materiais não tóxicos (vidro e plástico), e diâmetros de fração de milímetro foi um passo importante para desenvolvimento de sistemas intravasculares baseados em cateter para medição de diversos parâmetros fisiológicos (WOLTHUIS, 1993) tornaram-se uma potencialidade no desenvolvimento de biosensores.

A escolha da fibra ótica plástica (POF) para realização deste trabalho deve-se, além das vantagens citadas, ao custo e simplicidade de utilização. A POF não requer equipamentos caros e de precisão para emenda, alinhamento e conexão com os componentes transmissores, acopladores e receptores de sinal óptico. É de fácil manuseio e devido ao tipo de material e diâmetro da fibra, não quebra com facilidade se submetida à tração e pequeno raio de curvatura. Pode ser facilmente crivada e o tempo de polimento e realização das emendas é muito pequeno.

CAPÍTULO II

2 Estado da Arte

Neste capítulo serão descritas algumas técnicas de sensoriamento de temperatura, baseados em trabalhos desenvolvidos por autores que utilizaram fibras ópticas plásticas, para aplicações biomédicas.

2.1 Sensores de fibra óptica com modulação por intensidade

Sensores utilizando a técnica de modulação com a variação da intensidade da luz são os mais simples de serem construídos. A medição da intensidade da luz pode ser processada utilizando circuitos analógicos ou digitais tendo sua instrumentação somente limitada pelo desenvolvimento do sensor.

Um sensor de temperatura, utilizando fibra óptica de sílica para uso experimental em tratamento de hipertermia com microondas, foi construído por PENNISI e colaboradores (2002) usando um *path-cord* multimodo e conectores de *ST* (*Spring-Loaded Twist*) em ambas as pontas. A fibra óptica utilizada foi de sílica de 62,5/125 μm . O *path-cord* foi dividido ao meio e 30 mm da sobrecapa foram mecanicamente removidas em ambas as extremidades. Um tubo de vidro com 20 mm de comprimento e 1,1 mm de diâmetro externo foi introduzido entre a proteção externa das sobrecapas (Figura 2.1). As extremidades da fibra foram fundidas, o tubo de vidro ficou situado na parte central da fibra e cheio de óleo vegetal puro com ambas as extremidades lacradas com cola epóxi. O sensor foi imerso em banho termostático com suas extremidades conectadas a uma fonte de luz com comprimento de onda de 850 nm e um medidor de potência óptica. A precisão do termômetro ficou dentro de 0,2°C com tempo de resposta de 1,9 s.

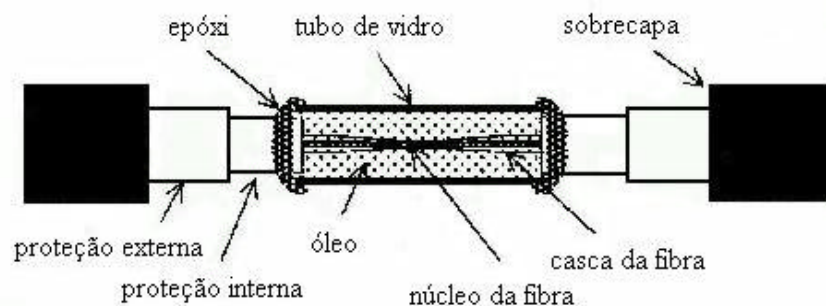


Figura 2.1: Sensor de temperatura desenvolvido utilizando a técnica da modulação com a variação da intensidade luminosa. Adaptada de PENNISI (2002).

KALINOWSKI e colaboradores (1997) desenvolveram um sensor com uma única fibra óptica monomodo de sílica. A sonda sensora foi moldada com um raio de 0,75 mm e coberta com silicone. A fonte de luz utilizada foi um LED, com comprimento de onda centrado em 1,3 μm , modulado com uma fonte de corrente com sinal de baixa frequência (247 Hz). A potência óptica transmitida do sensor foi captada por um fotodetector InGaAsP ligado a um *Lock-in* controlado por um computador. Para uma faixa de 20 - 60°C a precisão do equipamento foi de 0,25°C. O diagrama de bloco do sensor é mostrado na Figura 2.2.

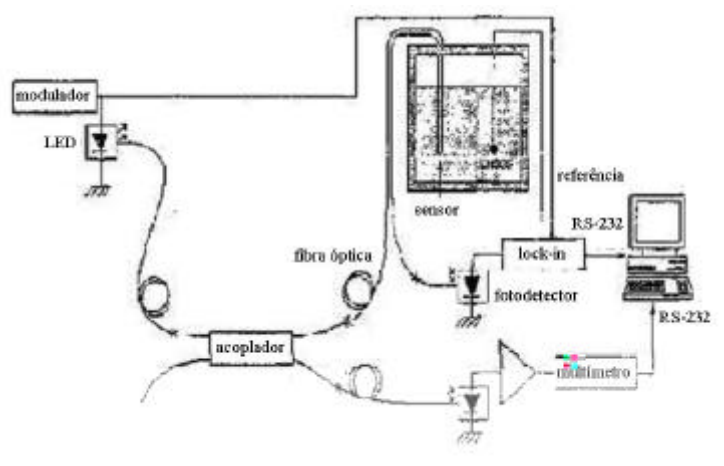


Figura 2.2: Sensor de temperatura desenvolvido utilizando a técnica da modulação com a variação da intensidade luminosa. Adaptada de KALINOWSKI (1997).

2.2 Sensores baseados no deslocamento do comprimento de onda

TSAO e WU (1996) desenvolveram um sensor de temperatura para aplicação biomédica, Figura 2.3. O sensor consiste de duas redes de *Bragg* com coeficiente térmico diferente e um *laser* com frequência estabilizada. A resolução e precisão obtida com o transdutor foram acima de 0,01°C.

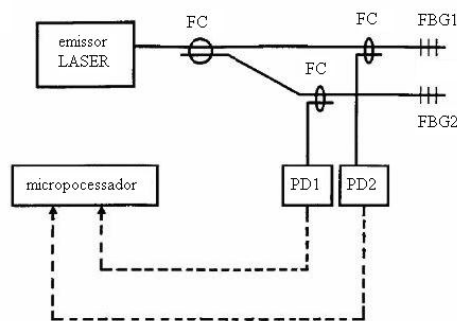


Figura 2.3: Montagem proposta para medir temperatura utilizando duas redes de *Bragg* com coeficiente térmico diferente. Adaptada de TSAO (1996).

Um outro sensor de temperatura, usando quatro redes de *Bragg* em fibra óptica de sílica para aplicações médicas, foi desenvolvido por RAO e colaboradores (1997). O sensor consiste de quatro redes de *Bragg* em fibra óptica incorporados em uma sonda de *nylon*. O comprimento das redes de *Bragg* foram de 4 mm com intervalos de 10 mm, montada em um encapsulamento de *nylon* de 1 mm de diâmetro, mostrada na Figura 2.4. A ponta sensora com as redes de *Bragg* foi iluminada com uma fonte de luz *broadband* obtida com a utilização de um diodo super luminescente (SLD) em um *pigttailed* com temperatura estabilizada e largura de banda de 18,5 nm (818-836,5 nm). Imediatamente após o SLD foi instalado um *interferometric wavelength scanner* (IWS). O elemento piezoelétrico do IWS foi excitado com um sinal dente-de-serra com frequência de 300 Hz. A luz retornada da rede de *Bragg* foi passada por um monocromador com rede de difração de 1200 linhas / mm. A resolução do equipamento foi de 0,1°C com precisão de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ sobre temperatura de 30 - 60°C.

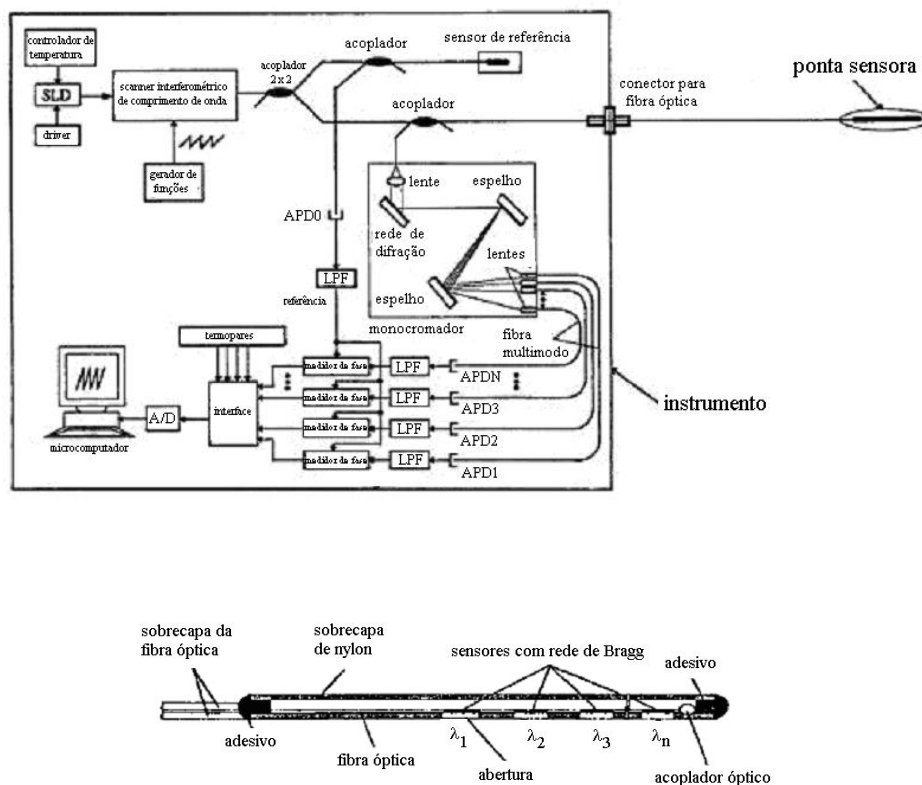


Figura 2.4: Montagem experimental utilizando quatro redes de *Bragg* em uma sonda sensora. Adaptada de RAO (1997).

2.3 Sensores baseados no decaimento da fluorescência

Um dos primeiros instrumentos comerciais para medição de temperatura com imunidade a RF foi desenvolvido pela *Luxtron Corporation*. O sensor consiste de uma fibra óptica (com núcleo de 400 μm) com um material fluorescente (composto de terra rara) na extremidade da fibra. A medição da temperatura é realizada através da relação entre dois picos do espectro de emissão do sensor (Figura 2.5).

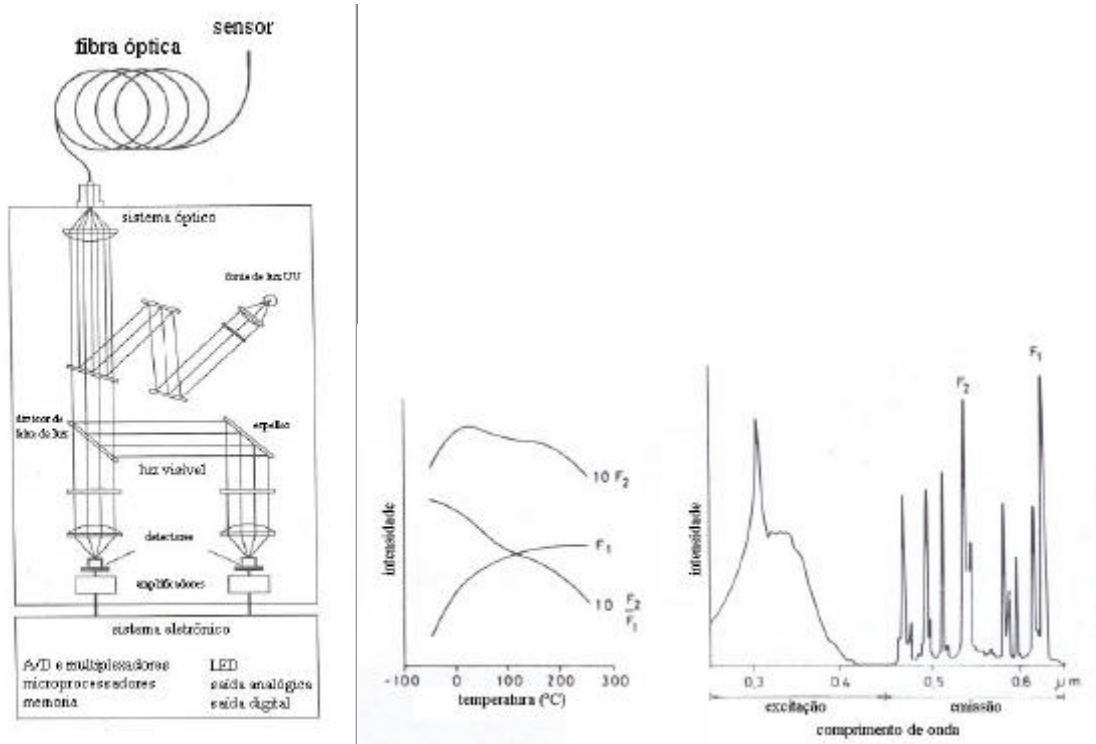


Figura 2.5: Diagrama do equipamento *Luxtron 1000*. A medição de temperatura através da relação dos picos F_2 e F_1 da emissão do sensor. Adaptada de (GRATTAN, 1995).

WICKERSHEIM e ALVES (1981) apresentaram um sensor utilizando o tempo de meia vida de materiais fluorescente e sua sensibilidade e precisão foram de $0,1^{\circ}\text{C}$ com um tempo de integração do sinal de um segundo. WICKERSHEIM utilizou como material fluorescente o európio ativado com oxissulfeto de gadolínio na ponta de uma fibra com 0,4 mm de núcleo, a fonte de excitação usada foi radiação ultravioleta tendo como resposta uma fluorescência na faixa do visível.

AUGUSTI e colaboradores (1987 e 1988) desenvolveram e calibraram um sensor de temperatura com fibra óptica bombeado por um LED verde ultrabrilhante. No arranjo experimental foi utilizado um cristal de alexandrita como elemento sensor, (Figura 2.6). A ponta sensor consiste de um pequeno cristal de alexandrita com aproximadamente 8 mm^3 , com forma irregular, grudada (usando resina de epóxi

transparente EPOTEK 514ND) em duas fibras ópticas (uma para transmissão do sinal de excitação e outra para recepção do sinal de fluorescência). O LED foi modulado com um sinal senoidal de 1 kHz para excitar o cristal causando uma resposta senoidal com mesma frequência mas deslocada em fase. O sinal de excitação e a resposta de fluorescência foram convertidos em uma onda quadrada e ambos aplicados na entrada de uma porta XOR. A saída consiste de pulsos com duração dependente da temperatura. O instrumento foi capaz de medir temperatura entre 20-150°C com precisão de $\pm 1^\circ\text{C}$ e tempo de resposta de 1 s.

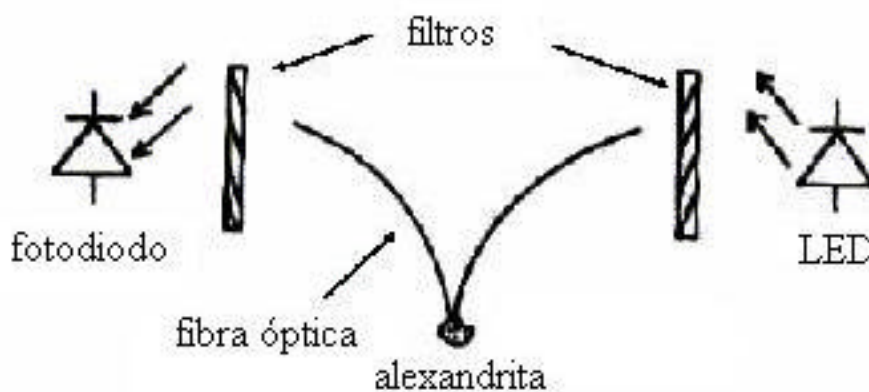


Figura 2.6: Esquema do arranjo experimental proposto utilizando fibra óptica e um cristal de alexandrita. Adaptada de AUGOUSTI (1987).

SUN e colaboradores (1990) utilizaram esta técnica e construíram um sensor utilizando um material inorgânico (fluorogermanato de magnésio) fixado na extremidade de uma fibra óptica (Figura 2.7). No sistema foi utilizada uma luz azul para excitar o material e um fotodetector para captar a intensidade de emissão vermelha proveniente do material fluorescente após o pulso azul. O tempo do decaimento da emissão foi medido e correlacionado com a temperatura no sensor. Para a temperatura de 27,5°C e 40°C o decaimento foi de aproximadamente 3,4 ms e 3,3 ms respectivamente. Quando usado com o *Luxtron* modelo 3000 da *Luxtron Corporation* a precisão da ponteira sensora foi de $\pm 0,1^\circ\text{C}$ e a exatidão de $\pm 0,2^\circ\text{C}$.

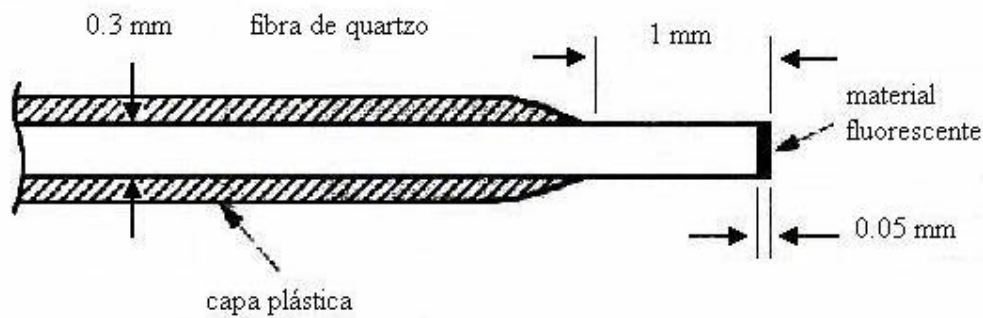


Figura 2.7: Protótipo da sonda sensora com material fluorescente na extremidade da fibra óptica.

Adaptada de SUN (1990).

Uma grande quantidade de técnicas para medições de temperatura baseado no tempo de meia vida da fluorescência é proposta por ZHANG (1992). Nos seus experimentos, ZHANG utilizou uma variedade de materiais fluorescente (Nd:YAG, Nd:glass, rubi e alexandrita) e o melhor resultado foi conseguido com o material Cr:LiSAF. A Figura 2.8 representa o sensor de temperatura para aplicação biomédica usando o tempo de decaimento do Cr:LiSAF proposto por ZHANG (1992). O módulo de processamento de sinal converte o tempo de decaimento em pulsos de onda quadrada para alimentação do LED de excitação, trabalhando em *loop* de realimentação. A resposta da fluorescência regula a frequência de modulação.

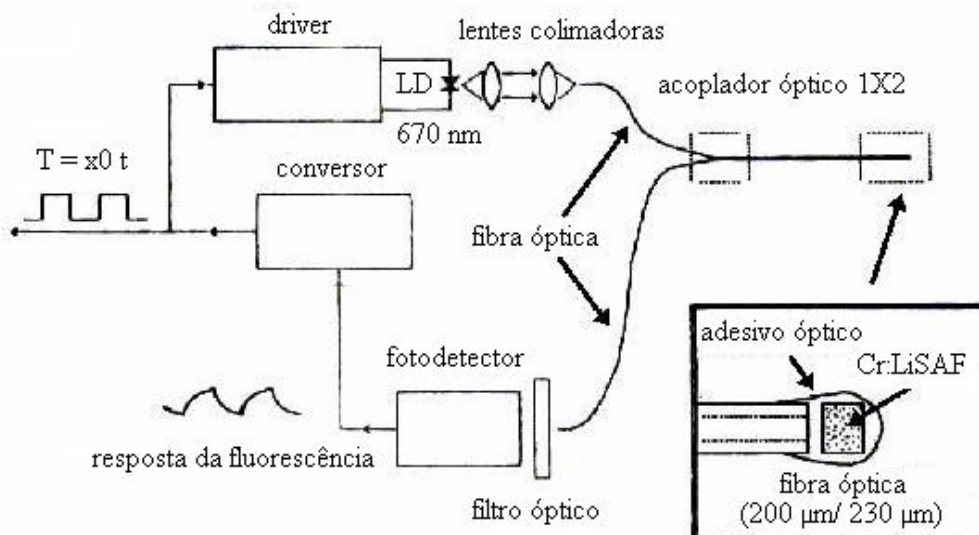


Figura 2.8: Esquema do sensor desenvolvido com cristal de Cr:LiSAF. Adaptada de ZHANG (1992).

O espectro de absorção do Cr:LiSAF para o UV é próximo a 750 nm com pico de queda entre 600 e 700 nm. Usando um diodo *laser* de 670 nm e 1 mW de potência óptica, foi bombeado o cristal de Cr:LiSAF com 0,5 x 0,6 x 0,5 mm³, usado como elemento sensor, preso na ponta de uma fibra de sílica de 200 μm para induzir uma resposta fluorescente suficiente para ser detectado. A faixa de temperatura utilizada no experimento foi de 20°C a 100°C e o desvio padrão das medições registradas foi menor que 0,01°C entre 20°C e 50°C com tempo de resposta de 0,7 s.

IMAI (1996) desenvolveu um sensor de temperatura à fibra óptica, dopada com érbio, utilizando a dependência dos picos da fluorescência de 1,54 μm com a temperatura. Na montagem experimental utilizou-se um diodo *laser* (LD) com largura espectral de 1480 nm para bombear opticamente o sensor. A fluorescência do sensor consiste de dois picos com comprimento de onda em torno de 1530 nm e 1552 nm. O pico de 1530 nm e 1552 nm da fluorescência decreta com o incremento da temperatura. A Figura 2.9 mostra o espectro típico da fluorescência do érbio e a relação dos dois picos com a temperatura. A relação é definida por $R = P_{1552}/P_{1530}$ para incremento de temperatura entre 12,2°C e 79,5°C. A sensibilidade encontrada foi de 0,0085/°C.

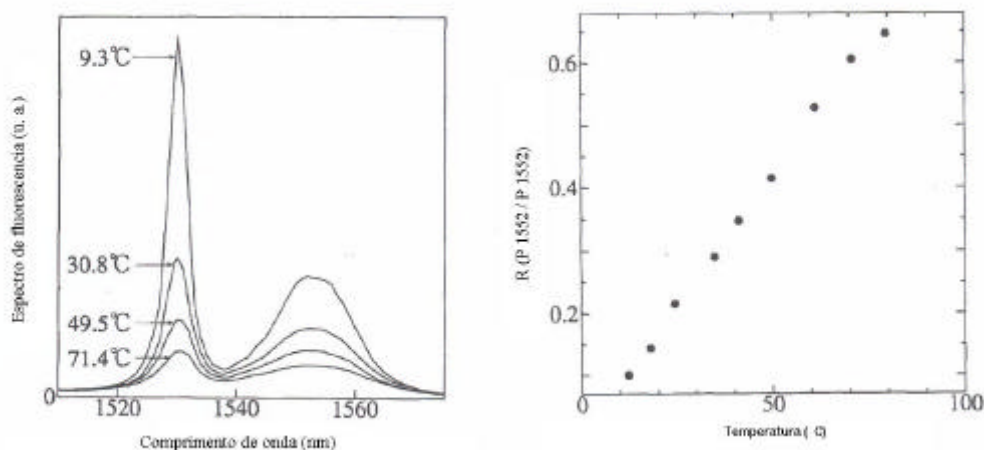


Figura 2.9: Espectro da fluorescência da fibra dopada com érbio com a temperatura e a relação dos picos do espectro de fluorescência em função da temperatura. Adaptada de IMAI (1996).

Um sensor de temperatura, descrito por ALCALA e colaboradores (1996), usa o tempo de meia vida da fluorescência do cristal de rubi, e o foi construído para aplicação fisiológica (15°C a 45°C) com precisão e exatidão abaixo 1°C em tempo real. Precisão que 0,1°C foi atingido com 3 minutos de integração. Usou-se um cubo de cristal de rubi

com 500 μm fixado na ponta de uma fibra. O cristal foi excitado com *laser* Ne-He (542 nm) com potência de 9 μW e frequência fundamental de 24,41 Hz ($\sim 0,042\text{s}$). No circuito detector utilizou-se um foto multiplicador. O sistema proposto por ALCALA apresentou um *drift* de 3% após 5h de operação e a taxa de aquisição do sinal ficou limitada em 24 Hz devido ao tempo da meia vida do cristal de rubi.

Um outro sensor de temperatura foi proposto por FENICOLA e colaboradores (1997). O sensor foi desenvolvido a partir da Cr-fluorescência usando dois cristais [$\text{CrMg}_2\text{SiO}_4$ e $\text{Cr}:(\text{Mg,Fe})\text{SiO}_4$], respectivamente. No trabalho foram investigadas as performances dos dois cristais. O termômetro consiste de uma sonda sensora para medir a temperatura, conectada no meio do corpo de um acoplador óptico 1x2, tendo uma das extremidades conectada a uma unidade optrônica e a outra a uma unidade de processamento de sinais. A unidade de processamento de sinais converte o tempo de meia vida da fluorescência em leitura de temperatura. A representação esquemática do arranjo experimental é representada na Figura 2.10.

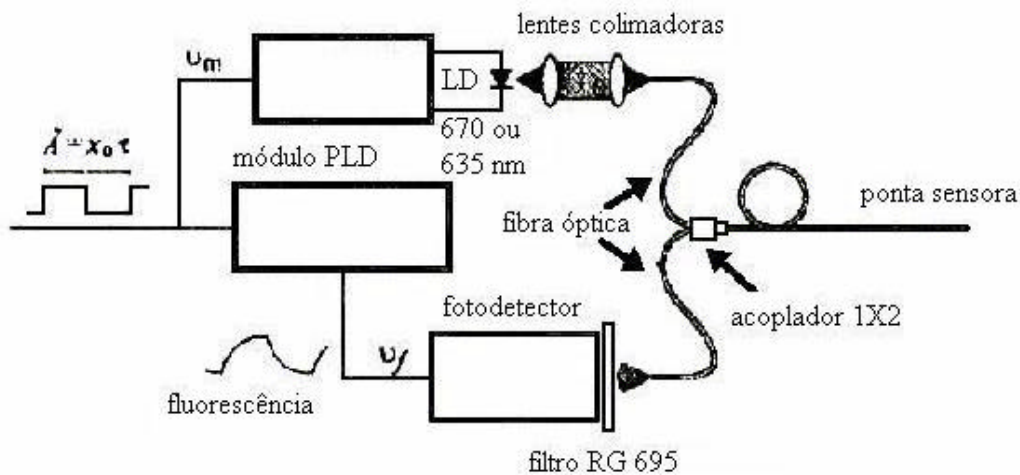


Figura 2.10: Esquema do arranjo experimental e sistema óptico utilizando uma sonda sensora com $\text{CrMg}_2\text{SiO}_4$ e $\text{Cr}:(\text{Mg,Fe})\text{SiO}_4$ como material fluorescente. Adaptada de FENICOLA (1997).

Nos experimentos foram utilizadas duas pontas sensoras utilizando cristais diferentes. As pontas sensoras foram construídas utilizando pequenos cubos de cristais com aproximadamente 2,5 mm, presos na ponta de uma fibra óptica de sílica multimodo, conforme Figura 2.11. Na primeira versão, o cristal foi fixado na ponta da fibra óptica utilizando resina epóxi. Para temperatura abaixo de -73°C o epóxi utilizado

não provou ser confiável na fixação do cristal. A sonda final foi construída empacotando o cristal e a fibra com uma fina camada de alumínio, para aumentar a reflexibilidade, e protegido com uma sobrecapa plástica.

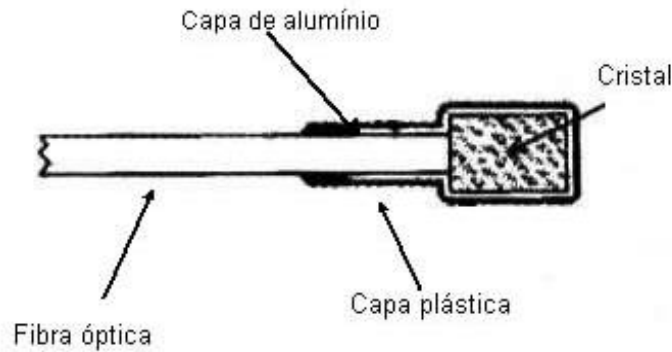


Figura 2.11: Esquema da ponta sensora construída com um cristal de 2,5 mm preso na ponta de uma fibra óptica multimodo de sílica. Adaptada de FENICOLA (1997).

Utilizando um analisador óptico multicanal, FENICOLA mediu o espectro de transmissão do cristal e encontrou o maior pico de densidade óptica em 660 nm. A fonte utilizada no sistema do termômetro foi um diodo *laser* (LD) de 3 mW, emitindo um comprimento de onda de 675 nm, para excitar a ponta sensora. O processamento do sinal foi feito utilizando um sistema de detecção em fase. A técnica de detecção do pulso modulado travado em fase usando duas referências foi empregada para determinar o valor do decaimento do tempo do sinal de fluorescência. Um circuito optrônico com pulsos de onda quadrada bombeia a sonda sensora, a ponta sensora gera um sinal de decaimento de fluorescência dependente da temperatura que é captada por um fotodiodo. A resposta gerada, quando o LD é desligado, é uma exponencial dada por:

$$v(t) = ae^{-t/\tau} + b \quad (2.1)$$

Onde τ é a meia vida da fluorescência, a é a intensidade para $t = 0^+$, t é o tempo e b é a tensão de *offset DC* do amplificador. Foram utilizados no sistema óptico do trabalho dois tipos diferentes de fotodiodos, um fotodiodo pin, para um intervalo de 700 - 1000 nm, e um fotodiodo InGaAs, para uma região acima de 850 nm, ambos com 1 mm² de área. Os resultados obtidos para o tempo de vida em função da temperatura

foram: 15 μ s para temperatura ambiente (aproximadamente 27°C), 20 μ s para temperatura do nitrogênio líquido (aproximadamente -196°C); e 10 μ s para temperatura de aproximadamente 52°C.

GRATTAN (1988) desenvolveu um sensor utilizando um cristal de rubi excitado com LED verde (565 nm) cuja intensidade de luz foi modulada com uma onda senoidal. A emissão do cristal teve um atraso em fase com a senóide de excitação, onde o ângulo de fase é função da frequência da onda senoidal e da constante de tempo de decaimento (Figura 2.12).

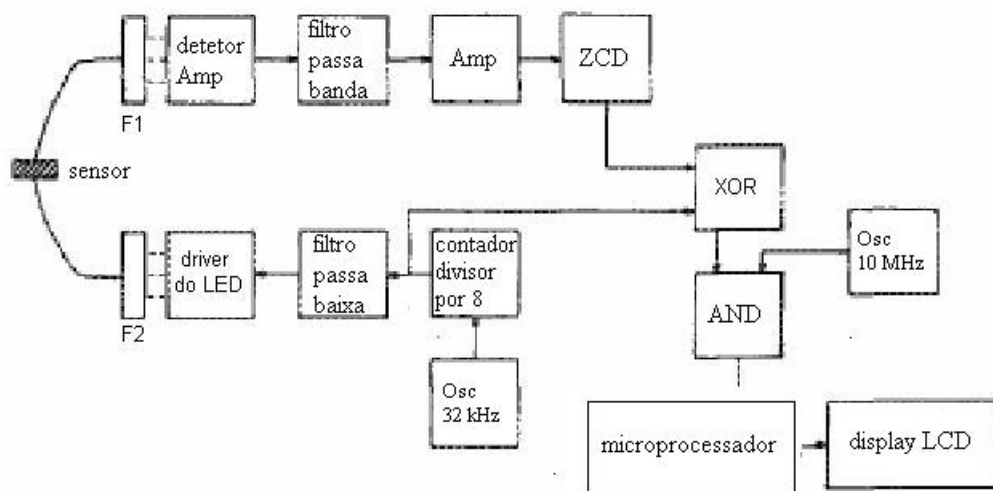


Figura 2.12: Sistema de medição utilizando a técnica da diferença de fase. Adaptada de GRATTAN (1988).

Embora a frequência de 50 Hz seja ideal para a aplicação (Figura 2.12), GRATTAN selecionou a frequência de 125 Hz (superior a frequência da rede de alimentação), e, com frequências baixas ocasiona um aumento do tempo de processamento e conseqüentemente aumento do tempo de resposta do sistema. A temperatura foi determinada através da média de 256 medições. O tempo de resposta desse sistema para mudança instantânea de temperatura foi de 2 s.

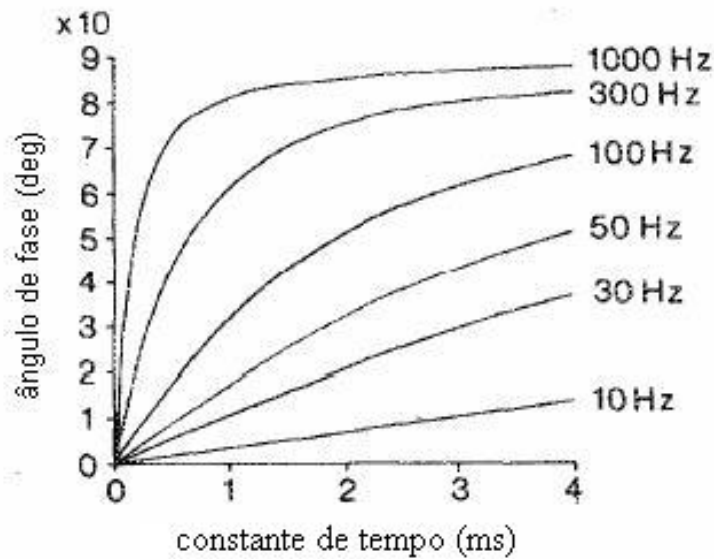


Figura 2.13: Gráfico do ângulo de fase versus constante de tempo para várias frequências de modulação. Adaptada de GRATTAN (1988).

2.4 Sensores utilizando a técnicas de interferometria

CHARDON e HUARD (1996) desenvolveram um sensor de temperatura usando a técnica de interferometria e polarimetria com resolução melhor que $0,01^{\circ}\text{C}$. O sensor é baseado em uma fibra monomodo, enrolada em forma de espiral e com um pouco de tensão, ao redor de um cilindro oco que tem um coeficiente de expansão termal alto. Quando a temperatura é aumentada os dois índices principais da fibra mudam por causa do efeito termo óptico e efeito elástico-óptico causado pela expansão térmica do cilindro. Em consequência, o deslocamento de fase e os modos de polarização são modificados sendo possível executar as duas medições.

2.5 Sensores de temperatura com infravermelho

SHIBASAKI e colaboradores (1998) apresentaram um método para medição de temperatura timpânica com fibra óptica usando infravermelho. O sistema consiste de um sensor capaz de detectar energia infravermelha independente do comprimento de onda e da radiação emitida. Uma fibra óptica de calcogênio (NTEG, NOG) com 0,63 mm de diâmetro e comprimento de 500 mm foi usada para transmitir a radiação de infravermelho emitida pelo tímpano humano ($\sim 9,38\text{-}9,26 \text{ mm}$) (Figura 2.12). Para posicionar a fibra óptica no canal auditivo externo e isolar o canal da temperatura ambiente, foi utilizada uma esponja de polietileno grudada à fibra óptica.

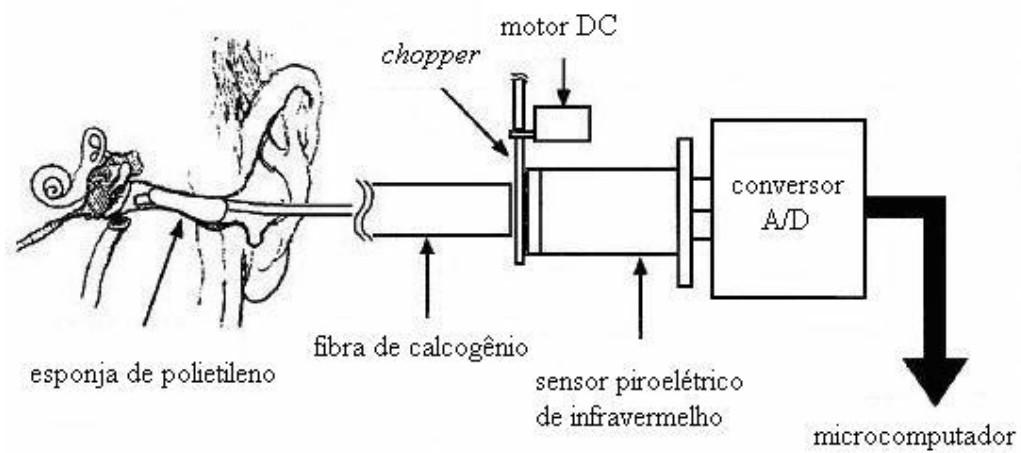


Figura 2.14: Termômetro desenvolvido para medição de temperatura timpânica utilizando fibra de vidro de calcogênio como guia da radiação infravermelha produzida pelo tímpano até o sensor de infravermelho. Adaptada de SHIBASAKI (1998).

CAPÍTULO III

3 Fundamentos teóricos

Este capítulo apresenta uma breve descrição sobre temperatura corporal, abrangendo regulação, valores de normalidades e limites. Em seguida serão apresentados os princípios teóricos sobre fibras ópticas e sensores de temperatura à fibra óptica utilizados em aplicações biológicas.

3.1 Regulação da temperatura corporal

A manutenção da temperatura corporal em limites normais envolve diversos processos fisiológicos, transferências químicas e físicas de calor (OKUNO, 1982). A temperatura do corpo é mantida pelo hipotálamo que regula a produção e perda do calor por meio do sistema nervoso central. Experiências em animais comprovaram que nem o córtex, nem o tálamo são necessários para a termorregulação. Porém, com a remoção do hipotálamo, os animais são incapazes de manter uma temperatura corporal estável e apresentam amplas oscilações em resposta da temperatura externa. Neste caso, a forma de atuação do hipotálamo recebendo e transmitindo a informação necessária para manter a temperatura corporal dentro de estreitos limites, permanece incerta. Estudos de Benzinger e colaboradores mostraram que o corpo tem ajuste termostático em 37°C a 37,2°C (MACKBRYDE, 1975).

3.1.1 Temperatura corporal normal

A temperatura “central” do corpo é considerada como sendo a temperatura do sangue, do coração e do cérebro. A medição poder ser realizada no esôfago, artéria pulmonar ou membrana timpânica. Entretanto, as formas orais, retais ou axilares são mais utilizadas (FRADEN, 1993).

O valor médio da temperatura oral em diversos estudos foi de 36,8°C e o desvio padrão na ordem de 0,22°C a 0,28°C. A temperatura retal é geralmente mais elevada que a da cavidade oral, sendo a diferença média de 0,39°C. A temperatura retal tem sido considerada um índice bem mais acurado da temperatura interna ou “sangüínea”, devido à pequena variação comparada com a temperatura oral que pode estar alterada devido à ingestão de líquidos quentes ou gelados. A temperatura oral flutua com maior exatidão em resposta as alterações do equilíbrio calorífico corporal do

que a temperatura retal. A “temperatura do sangue” ou “temperatura central” pode ser enganadora uma vez que pode haver grandes diferenças no calor de diversos tecidos. Em indivíduos em repouso o fígado e o cérebro parecem ser os órgãos mais quentes do corpo. Os tecidos mais afastados do centro de massa do corpo (pele das mãos e dos pés) são considerados mais frios com variações de 2,7°C a 6,6°C abaixo da temperatura oral. A temperatura corporal tem mudança rítmica diária para as quais as explicações habituais são as temperaturas mais elevadas como resultados dos efeitos das atividades musculares e da digestão de alimentos e temperaturas mais baixas quando estas atividades são mínimas. Os fatores fisiológicos que afetam a temperatura corporal são exercícios físicos, digestão de alimentos, temperatura ambiental, ciclo menstrual e gravidez (MACKBRYDE, 1975).

3.1.2 Limites da temperatura corporal

Estudos demonstraram que a administração adequada de sedativos pode reduzir a temperatura corporal para 26,6°C, e permanecer durante dias sem mal evidente (MACKBRYDE, 1975). Experiências em animais e observações em seres humanos indicam que os tecidos vivos são irreversivelmente lesados em temperaturas acima de 46,1°C. A elevação da temperatura do corpo devido à enfermidade é chamada de febre e pacientes com doenças febris apresentaram temperaturas, na maioria dos casos, entre 37,7°C e 41°C. A febre ocorre em grande variedades de patologias, sendo que as mais importantes estão as infecções, os distúrbios do sistema nervoso central, os tumores e os acidentes vasculares (MACKBRYDE, 1975).

3.1.3 Hipertermia

Hipertermia é uma modalidade para tratamento de câncer. O efeito antitumor da hipertermia foi demonstrado em experiências *in vitro* e *in vivo* à temperatura de 42°C e duração de 60 min a 43°C durante 30 min (RYAN, 1991).

3.1.4 Sistemas de instrumentação à fibra óptica em Engenharia Biomédica

Os sistemas de instrumentação à fibra óptica representam uma área pioneira de aplicação de fibra óptica em medicina (GIOZZA, 1991). Devido a sua flexibilidade e diâmetro reduzido, foi utilizada para iluminação e observação do interior do corpo humano. Recentemente, com fontes de *laser*, é utilizada como ferramenta cirúrgica de

precisão. Outras aplicações das fibras ópticas são os desenvolvimentos de biosensores. Diversos parâmetros fisiológicos podem ser medidos empregando sensores com fibra óptica, podendo multiplexar sinais de vários sensores sem degradar o sinal, sendo o tamanho da fibra óptica, em princípio, independente do número de parâmetros medidos (LIAO e colaboradores, 1997).

3.1.5 Sensores biomédicos

De acordo com a interação com o corpo humano, os sensores podem ser não-invasivos ou invasivos (MIGNANI e colaboradores, 1997).

Sensores não-invasivos são simplesmente utilizados em contato com a pele. Sensores com mínima invasão podem ser utilizados aproveitando cavidades naturais do corpo.

Já os sensores invasivos são inseridos dentro de órgãos por meio de pequenas incisões ou através de vasos sanguíneos. Em aplicações invasivas os sensores devem satisfazer os requisitos de biocompatibilidade (MIGNANI e colaboradores, 1997). Neste caso as fibras ópticas são ideais, pois não são tóxicas, são inertes quimicamente e intrinsecamente seguras para o paciente e também apropriadas para implantes de longa duração (PETERSON e colaboradores, 1990).

3.2 Fibra óptica

A fibra óptica é um guia que conduz a luz de uma ponta a outra. Ela é formada por um material que ocupa o centro da fibra denominado núcleo (*core*) e um material envolvendo o núcleo, com um índice de refração menor que o núcleo em décimos de unidade, denominado casca (*cladding*). Externamente, a casca recebe um revestimento que faz a proteção mecânica. A Figura 3.1 mostra a estrutura física básica da fibra óptica (GIOZZA, 1991). O confinamento da luz na fibra óptica é efetivado devido à reflexão total na interface entre a casca e o núcleo (WERNECK, 1996).

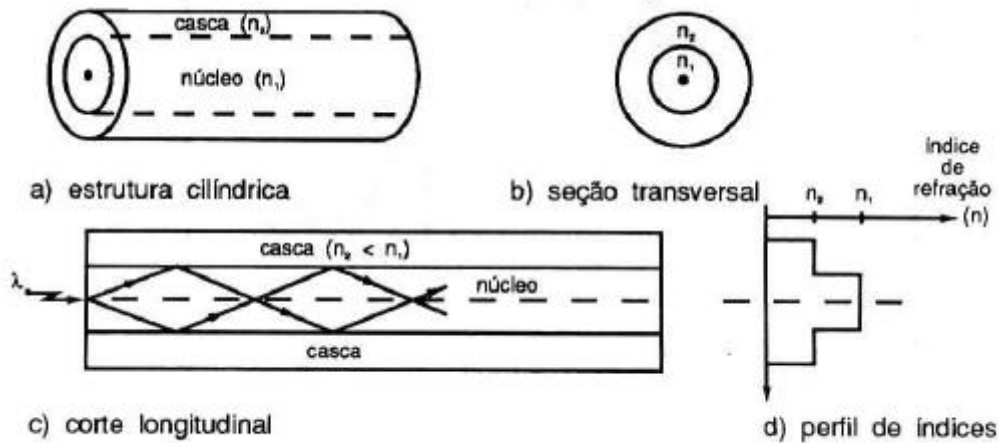


Figura 3.1: Estrutura física da fibra óptica. a) estrutura cilíndrica, b) seção transversal, c) corte longitudinal e d) o perfil de índices de refração. Adaptada de GIOZZA (1991).

3.2.1 Índice de refração

Índice de refração (n) é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um determinado material (HALLIDAY, 1978). Sendo determinado segundo a fórmula:

$$n = \frac{c_{\text{vácuo}}}{c_{\text{material}}} \quad (3.1)$$

Onde $c_{\text{vácuo}}$ é igual a $2,99 \times 10^8$ m/s.

3.2.2 Lei de Snell

A Lei de Snell define o deslocamento que a luz sofre ao atravessar um meio transparente para outro com índice de refração diferente (HALLIDAY, 1978). É representada pela equação:

$$n_1 \text{sen} j_1 = n_2 \text{sen} j_2 \quad (3.2)$$

Onde n_1 é o índice de refração do primeiro meio, que o feixe de luz se propaga; n_2 é o índice de refração do segundo meio, que o feixe vai se propagar; j_1 é o ângulo de incidência e j_2 é o ângulo de refração.

3.2.3 Refração da luz

A Figura 3.2 representa um raio de luz propagando do meio n_2 com índice de refração maior que n_1 . Ao incidir com ângulo a_1 , próximo a normal, refratará com ângulo a_2 . Aumentando o ângulo a_3 em relação a normal, haverá um ângulo a_c em que o raio de luz sairá tangente a interface. Esse ângulo é chamado ângulo crítico e é dado pela equação 3.3.

$$\text{sen} a_c = \frac{n_1}{n_2} \quad (3.3)$$

Para ângulo de incidência a_4 maiores de a_c haverá reflexão interna total (WERNECK, 1996).

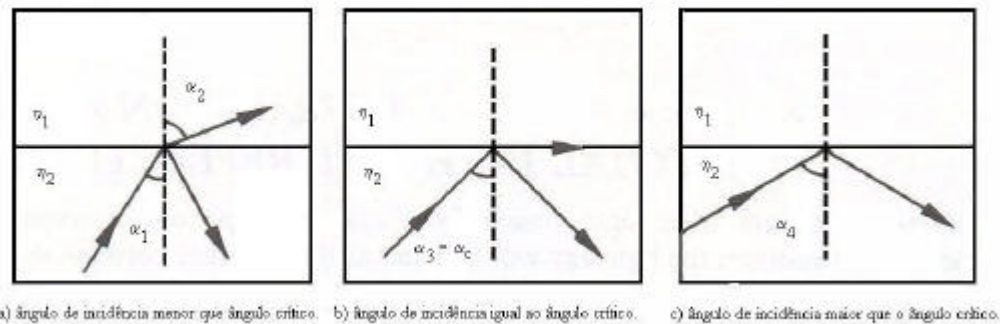


Figura 3.2: Raio de luz propagando-se do meio n_2 com índice de refração maior que n_1 .

a) Raio de luz com ângulo de incidência a_1 com a normal. b) ângulo de incidência igual ao ângulo crítico ($\text{sen} a_c = \frac{n_1}{n_2}$). c) raio de incidência maior ou igual ao ângulo crítico. Adaptada de KROHN (1992).

3.2.4 Princípio geral de direcionamento de luz na fibra

Segundo WERNECK (1996), a propagação da luz numa fibra óptica é baseada no princípio da reflexão interna total. No diagrama da Figura 3.3, que mostra a estrutura interna de uma fibra óptica, seria representado pela seguinte fórmula:

$$n_0 \text{sen} f_0 = n_1 \text{sen} f_1 = n_2 \text{sen} f_2.$$

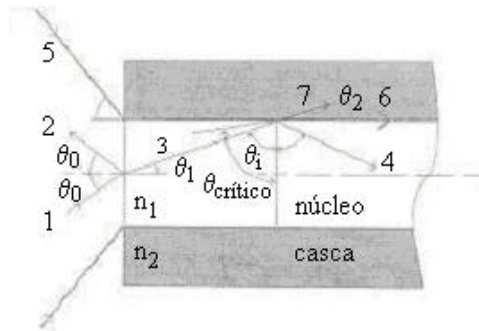


Figura 3.3: Propagação da luz numa fibra óptica. Adaptada de WERNECK (1996).

O raio de luz (1) do meio de índice de refração n_0 (ar) incide na interface do meio n_1 com ângulo de f_0 . Esse raio gera um refletido (2) com ângulo f_0 e outro refratado (3) com ângulo f_1 . Se o ângulo de incidência do raio (3) na interface do núcleo com casca for menor que $f_{crítico}$ o raio (4) refletido perderá parte da energia devido a refração do raio (7). Dessa forma, o raio (4) a cada reflexão perderá energia, devido à refração, e nunca alcançará a outra ponta da fibra óptica. Por outro lado, se o ângulo f_1 do raio (3) for maior ou igual a $f_{crítico}$ haverá reflexão interna total e a luz não perderá energia devido a refração.

3.2.5 Fontes luminosas

Para sistemas ópticos, encontramos dois tipos de fontes ópticas que são frequentemente utilizadas: LED e *laser*. Ambos podem ser fabricados do mesmo material, de acordo com o comprimento onda desejado: AlGaAs (arseneto de alumínio e gálio) para 850 nm e InGaAsP (arseneto fosfato de índio e gálio) para 1300 nm e 1550 nm. Cada um destes tipos de fontes oferece certas vantagens e desvantagens, e diferenciam-se entre si sob diversos aspectos. O *laser* tem velocidade maior e apresenta menos ruído, oferece maior potência óptica, feixe de luz concentrado e largura espectral menor (<5 nm), permitindo uma eficiência de acoplamento maior, o que proporciona menor dispersão. Porém, tem como desvantagem o custo, pois a dificuldade de fabricação é maior. Necessita de circuitos complexos de controle da corrente e temperatura para manter uma boa linearidade (WEINERT, 1999).

Já o LED é de baixo custo, de simples utilização e não necessita de circuitos complexos, tem vida útil maior que o *laser* (aproximadamente 10 vezes mais) e uma degradação bem definida. Tem como desvantagem a largura espectral (30 ~ 100 nm) e uma linearidade pobre.

3.2.6 Acoplamento e conexões

Os acoplamentos da fibra óptica com os dispositivos emissores de luz ou fotodetectores são realizados de modo permanente através de máquinas fusão ou temporário utilizando emendas mecânicas. As junções multipontos utilizam acopladores ópticos, e tanto as junções quanto as emendas exigem precisão mecânica a fim de evitar as perdas de acoplamento. As Figuras 3.4 e 3.5 apresentam respectivamente os conectores mecânicos e um acoplador óptico usados para emendas em fibra óptica plástica.



Figura 3.4: Emenda mecânica e conector *simplex* utilizado em POF.



Figura 3.5: Acoplador óptico 1x2 da *DieMount* para POF.

3.2.7 Espectro de transmissão

As frequências ópticas são referenciadas em termos de comprimentos de ondas a fim de diferenciá-las dos sistemas eletromagnéticos convencionais. As frequências ópticas começam na região do infravermelho (aproximadamente 100 μm), passam pelo visível (390 a 770 nm) e terminam na região do ultravioleta (aproximadamente 50 nm), Figura 3.6.

Os sistemas atuais de telecomunicações operam na região espectral de 0,6-1,6 μm , com preferências para as janelas de transmissão em 0,85 μm , 1,3 μm e 1,55 μm utilizando materiais semicondutores (Si, Ge, AlGaAs, InGaAsP) nas fontes luminosas e fotodetectoras (GIOZZA, 1991).

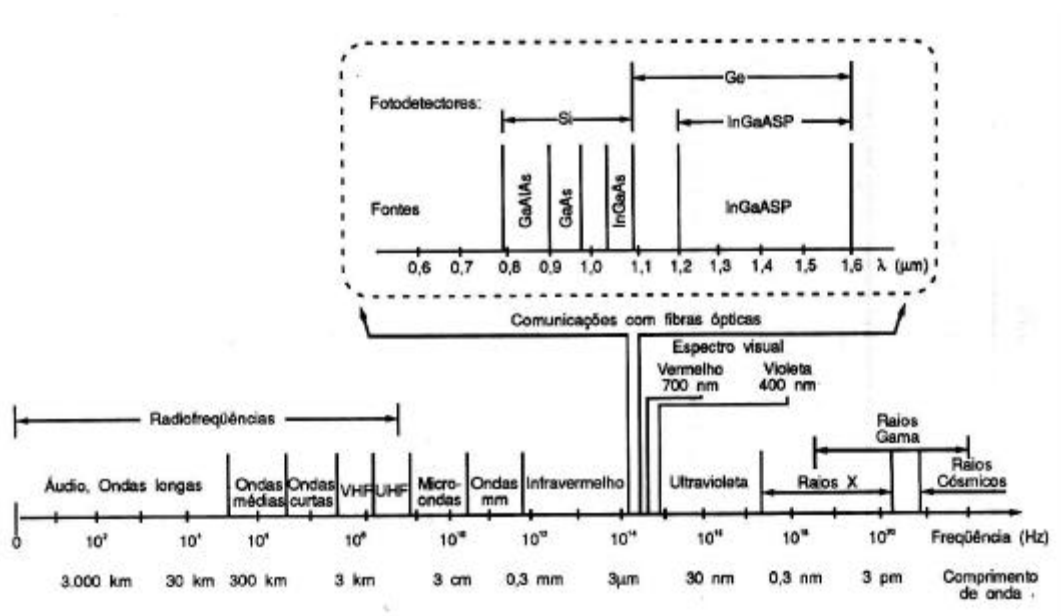


Figura 3.6: Espectro eletromagnético. Adaptada de GIOZZA (1991).

3.2.8 Tipos de fibras ópticas

Os tipos básicos de fibras ópticas são: índice degrau, índice gradual e monomodo. A fibra óptica multimodo de índice degrau foi o primeiro tipo a surgir e é o tipo mais simples. Constitui-se basicamente de um núcleo com índice de refração constante, feito com plástico ou vidro, e uma casca com índice de refração menor que o do núcleo. A multimodo de índice gradual tem seu núcleo composto por materiais especiais com diferentes valores de índice de refração, com o objetivo de diminuir as diferenças de tempos de propagação da luz no núcleo da fibra, devido a vários caminhos que a luz pode tomar na fibra. O núcleo é fabricado com sílica dopada e a casca com

sílica pura. A fibra monomodo é fabricada com sílica sendo constituída de tal forma que apenas o modo fundamental de distribuição eletromagnética é guiado, evitando assim os vários caminhos de propagação da luz no núcleo, conseqüentemente diminuindo a dispersão do pulso luminoso. A Figura 3.7 mostra as seções transversais das fibras multimodos e monomodos, o pulso de entrada, o modo de propagação e o pulso de saída.

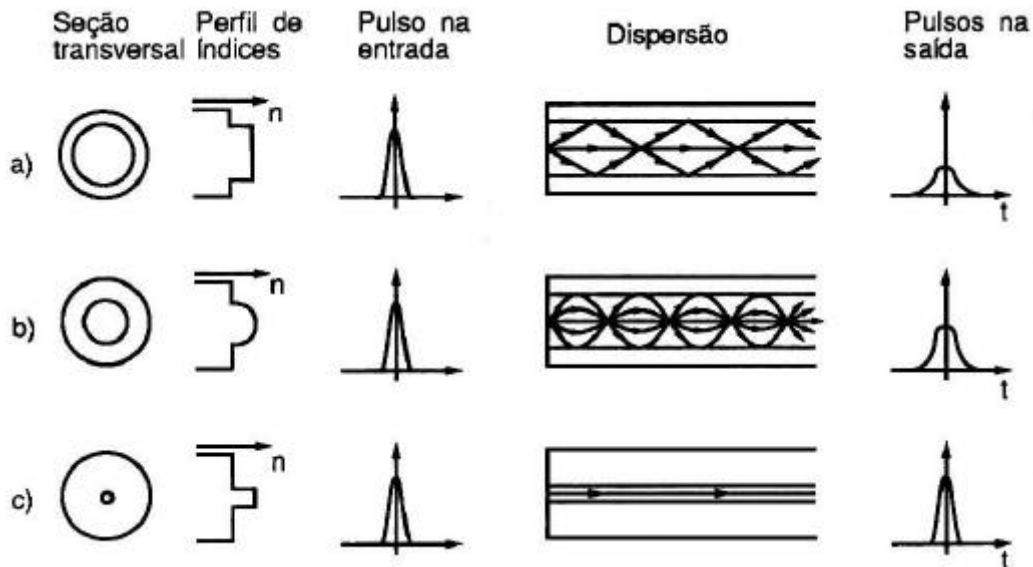


Figura 3.7: Representação do índice de refração e modo de propagação e sinais de entrada e saída das fibras: a) fibra óptica multimodo índice degrau, b) fibra óptica multimodo índice gradual, c) fibra óptica monomodo. Adaptada de GIOZZA (1991).

3.2.9 Propriedades das fibras ópticas plásticas

As fibras ópticas plásticas (POF) são fabricadas com materiais polímeros, incluindo o polimetacrilato de metila (PMMA), poliestireno, policarbonetos e fluorpolímeros (BARTLETT, 2000). As principais vantagens das fibras ópticas plásticas são os custos de fabricação e a abertura numérica. Porém, possuem algumas desvantagens, com relação às fibras ópticas de sílica, que são a grande atenuação na janela do infravermelho (WERNECK, 1996) e a menor tolerância à temperatura alta (inferior a 100°C) (GIOZZA, 1991).

3.2.10 Abertura numérica da POF

A abertura numérica (NA) de uma fibra óptica é um número que define a sua capacidade de captação luminosa. A abertura numérica é dada pela equação:

$$NA = \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)} \quad (3.4)$$

Onde n_1 é o índice de refração do núcleo e n_2 é o índice de refração da casca. O ângulo de aceitação é o ângulo crítico de incidência de luz na fibra óptica, acima deste ângulo a luz não se propaga na fibra óptica. O ângulo de aceitação (A) é definido pela equação $A = 2 \arcsin(NA)$ (Figura 3.8). As fibras ópticas PMMA com núcleo de índice de refração de 1,49 e casca com índice de refração de 1,40 possuem abertura numérica de 0,51 que corresponde a um ângulo de aceitação de com $61,32^\circ$ (MARCOU, 1997).

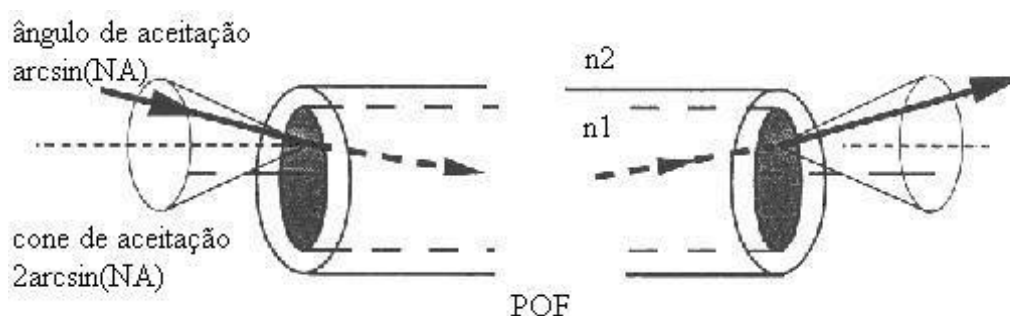


Figura 3.8: Inserção e extração de luz em uma POF. A abertura numérica é dada pela equação $NA = \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)}$, onde n_1 é o índice de refração do núcleo e n_2 é o índice de refração da casca. O ângulo de aceitação (A) é definido pela equação $A = \arcsin(NA)$ e o cone de aceitação por $2 \arcsin(NA)$. Adaptada de MARCOU (1997).

3.2.11 Curva de atenuação espectral das fibras ópticas plásticas PMMA

A fibra óptica plástica PMMA tem melhor janela situada em torno de 570 nm, com atenuação abaixo de 0,1 dB/m. Devido ao custo e a eficiência dos LED de 660 nm é usualmente utilizado a janela centrada em 650 nm das POFs (0,15 dB/m). A Figura 3.9 mostra a atenuação espectral das fibras ópticas plásticas PMMA (MARCOU, 1997).

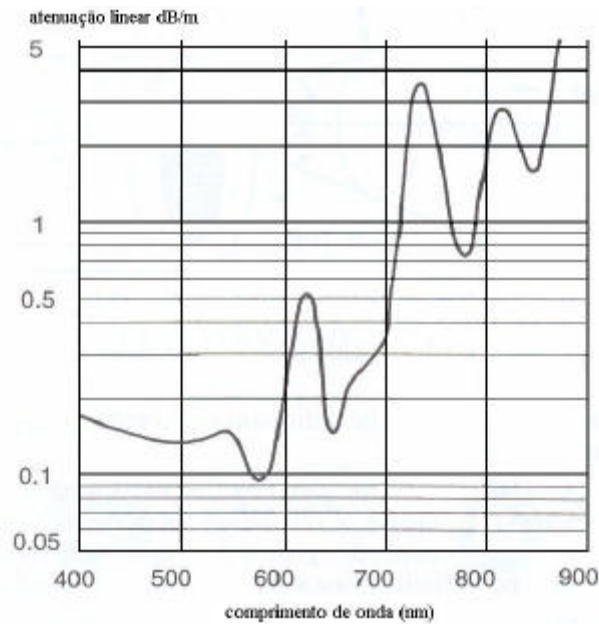


Figura 3.9: Atenuação espectral das fibras ópticas plásticas PMMA. Adaptada de MARCOU (1997).

3.2.12 Resistência à temperatura com o tempo

A Figura 3.10 mostra o resultado de testes em laboratório durante 4000 horas para temperatura de 80°C com umidade relativa de 95%, 90°C e 100°C em atmosfera seca. A fibra óptica resiste em atmosfera seca a temperatura de -40°C a 85°C em uso contínuo e de -70°C a 100°C para uso eventual. Para temperatura de 100°C a fibra óptica plástica apresenta uma degradação da amplitude relativa do sinal de saída (MARCOU, 1997).

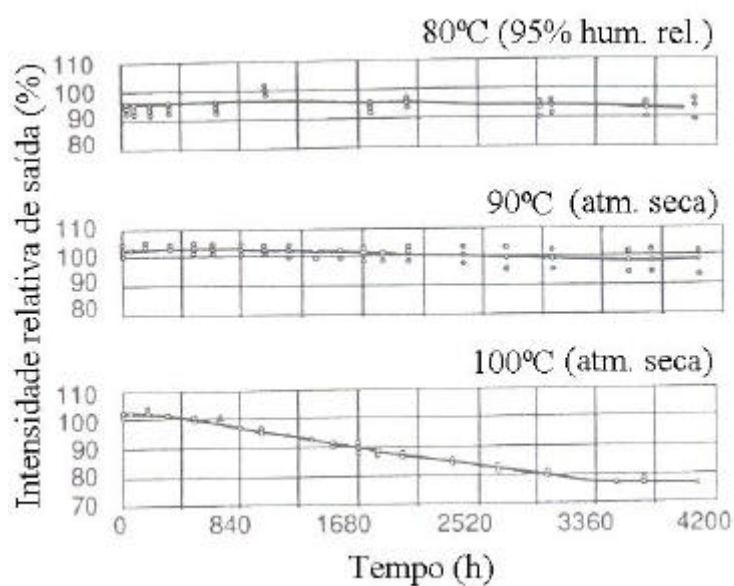


Figura 3.10: Resistência da POF à temperatura com o tempo. Adaptada de MARCOU (1997).

3.2.13 Fibra óptica plástica fluorescente

A fibra óptica fluorescente (FPOF) é caracterizada por seu espectro de excitação e emissão. O espectro de emissão depende do tipo de dopante usado na fabricação da fibra e do comprimento de onda de seu espectro de absorção (MARCOU, 1997).

A FPOF verde tem como característica picos de absorção em torno de 400 nm e 450 nm respectivamente e emissão em torno de 495 nm. A FPOF vermelha possui picos de absorção em torno de 450 nm e 550 nm respectivamente e emissão em torno de 612 nm. A Figura 3.11 e Figura 3.12 mostram, respectivamente, os espectros de excitações e fluorescências das FPOF verde e vermelha.

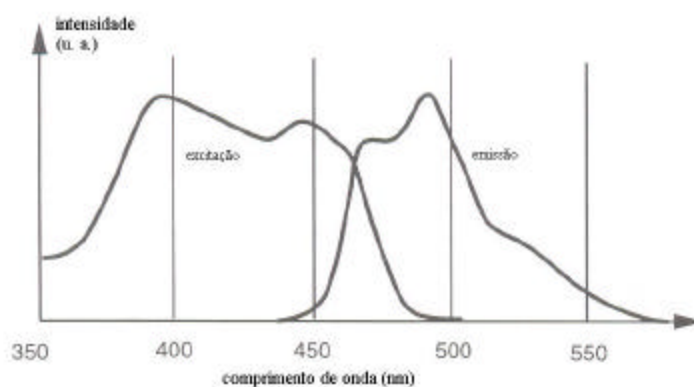


Figura 3.11: Espectro de excitação e emissão da fibra óptica plástica fluorescente verde. Adaptada de MARCOU (1997).

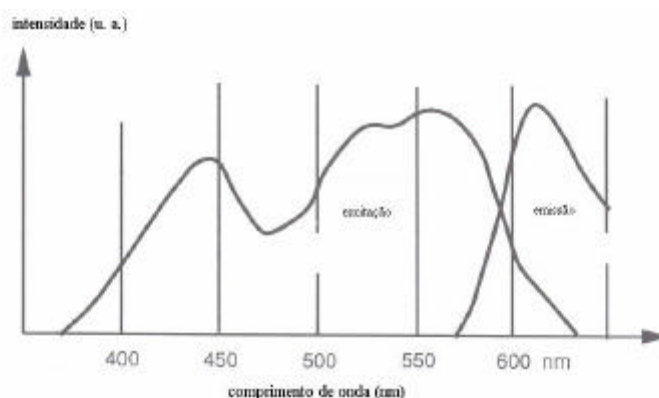


Figura 3.12: Espectro de excitação e emissão da fibra óptica plástica fluorescente vermelha. Adaptada de MARCOU (1997).

3.3 Sensores à fibra óptica

O sensor é a parte sensitiva dos transdutores. Os transdutores transformam a energia aplicada no sensor em outra energia através de uma relação conhecida (WERNECK, 1996).

Existem basicamente três abordagens no projeto de sensores ópticos: intrínsecos, extrínsecos e evanescente (WERNECK, 1996). Nos sensores intrínsecos a luz não deixa a fibra óptica. É nela que o mensurando atua, ou seja, uma perturbação externa interage diretamente com a fibra óptica e modula o sinal transmitido na fibra. Nos sensores extrínsecos a fibra óptica age como um canal de transmissão e recepção, com modulação que acontece fora da fibra. A luz deixa a fibra óptica, sofre a modificação devido à atuação do mensurando e retorna a fibra com a informação. Já os sensores evanescente, a transdução se faz por perda de luz através da casca da fibra óptica. A atuação do mensurando aumenta ou diminui a perda de luz através da casca, e essa é percebida pelo detector (WERNECK, 1996). Os sensores intrínsecos são verdadeiros sensores de fibra óptica, pois não necessitam de energia externa para funcionar; a energia necessária é proveniente do próprio mensurando.

Há vantagens e desvantagem em usar um ou outro sensor. Sensores extrínsecos são menos sensíveis, porém são mais fáceis de multiplexar e usar. Por outro lado, sensores intrínsecos são mais sensíveis e mais difíceis de proteger de perturbações externas indesejáveis.

3.3.1 Vantagens dos sensores à fibra óptica

Os sensores à fibra óptica possuem diversas vantagens em relação aos sensores convencionais. Apresentam completa imunidade a interferências eletromagnéticas (EMI). São perfeitamente isolantes (dielétricos) podendo realizar medições sem risco de choque elétrico. Permitem realizar sensoriamento remoto e multiplexar diversos sensores discretos sem degradar o sinal (LIAO, 1997), possibilitando o uso de dispositivos passivos (que não necessitam de energia elétrica para seu funcionamento) e devido a seu baixo peso e pequena dimensão permite sensoriamento em locais de difícil acesso com o mínimo de invasão.

3.3.2 Classificação dos sensores

De acordo com o princípio físico empregado, os sensores podem ser baseados na intensidade, estado de polarização, comprimento de onda, interferometria e

fluorescência (RAO e colaboradores, 1997). Independente do tipo de sensor escolhido, a luz transmitida é sensibilizada pelo sinal ou perturbação externa, variando um dos parâmetros do campo eletromagnético dado pela equação 3.5.

$$E(t) = A \sin[\omega t + \mathbf{j}] \quad (3.5)$$

Onde: A é a amplitude do campo, ω ($2\pi c/\lambda$) é a frequência e \mathbf{j} é a variação de fase do campo no tempo. Cada um destes parâmetros pode ser modulado independentemente e os valores medidos são determinados comparando o sinal modulado com o sinal original.

3.3.3 Tipos de modulação

O modo mais simples de modulação é através da intensidade ou amplitude do sinal, pois não requer circuitos complexos para monitorar a frequência ou fase do campo óptico, interessando apenas a variação da amplitude do sinal. Alternativamente, pode-se modular a frequência ou o comprimento de onda da luz. Neste tipo de modulação, o detector executa uma função arco seno no termo $\sin(x)$ deixando a frequência e a fase. Neste caso, a fase não é monitorada sendo ignorada. O sensor com Rede de *Bragg*, que funciona como um filtro de cor, é um exemplo deste tipo de modulação. O sinal medido é função do espaçamento da rede de difração. A modulação em fase é uma opção mais complexa e envolve a variação da fase do campo óptico, onde o parâmetro de interesse modula o termo fase. A descoberta deste parâmetro envolve o cancelamento da amplitude e variação de frequência no sinal. Um outro método de modulação é a interferometria que combina o sinal atual do *laser* com o sinal de retorno do sensor. Outro tipo de uso de modulação é alterar as características da polarização da luz. A luz polarizada é enviada ao sensor que então gira o estado de polarização da luz com a mudança da grandeza medida.

3.3.4 Sensores à fibra óptica com modulação baseada na intensidade do sinal

Na modulação por intensidade a grandeza medida altera a intensidade da luz que retorna ao detector. A modulação por intensidade pode ser encontrada em várias configurações intrínsecas e extrínsecas de sensores a fibra óptica.

O sensor por interferometria é outro método de medição baseada na modulação da intensidade. Um sinal de luz serve como referência, enquanto o outro sinal é sensível à temperatura e sofre um atraso (em função da temperatura) em relação ao sinal de referência (FRADEN, 1999).

3.3.5 Sensores à fibra óptica com modulação baseada no deslocamento do comprimento de onda

A grande vantagem de sensores baseados no deslocamento do comprimento de onda é que a informação medida está contida no espectro o que significa ser uma medida absoluta. Com a descoberta da fotossensibilidade em fibra óptica, foram desenvolvidos dispositivos em fibras ópticas chamadas redes de *Bragg*. Fotossensibilidade em fibra óptica refere-se a uma mudança permanente no índice de refração do núcleo da fibra quando exposto a luz de comprimento de onda característico e intensidade que dependem do material do núcleo (OTHONOS e colaboradores, 1999). Redes de *Bragg* são estruturas periódicas de modulação do índice de refração no núcleo. As redes de *Bragg* têm a propriedade de refletir parte da luz que se propaga ao longo da fibra, em um comprimento de onda próximo ao comprimento de onda de *Bragg*, dado por:

$$\lambda_b = 2\eta\Lambda \quad (3.6)$$

onde: η é o índice de refração efetivo do modo de propagação da luz e Λ é o período da modulação do índice de refração (KERSEY e colaboradores, 1997).

A Figura 3.13 mostra o espectro de transmissão e reflexão da Rede de *Bragg*. A condição de ressonância de uma rede de *Bragg*, o deslocamento do comprimento de onda com a tração e a temperatura pode ser obtido pelas expressões:

$$\Delta\lambda_b = 2h\Lambda \left[\left\{ 1 - \left(\frac{h^2}{2} \right) [P_{12} - n(P_{12})] \right\} \mathbf{e} + \left[\mathbf{a} + \frac{\left(\frac{dh}{dT} \right)}{h} \right] \Delta T \right] \quad (3.7)$$

Onde: \mathbf{e} é a força aplicada, $\mathbf{a} = 0,54 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ é o coeficiente de expansão térmica do material da fibra (sílica), h é o coeficiente termo óptico. Para fibra de sílica

com núcleo dopado com germânio, $h = 8,6 \times 10^{-6} \text{C}^{-1}$. ΔT é a variação de temperatura. O fator $\left\{ \left(\frac{h^2}{2} \right) [P_{12} - n(P_{12})] \right\}$ é o coeficiente efetivo para o efeito foto elástico (Pe), que é um valor numérico de $\approx 0,22$ (sílica).

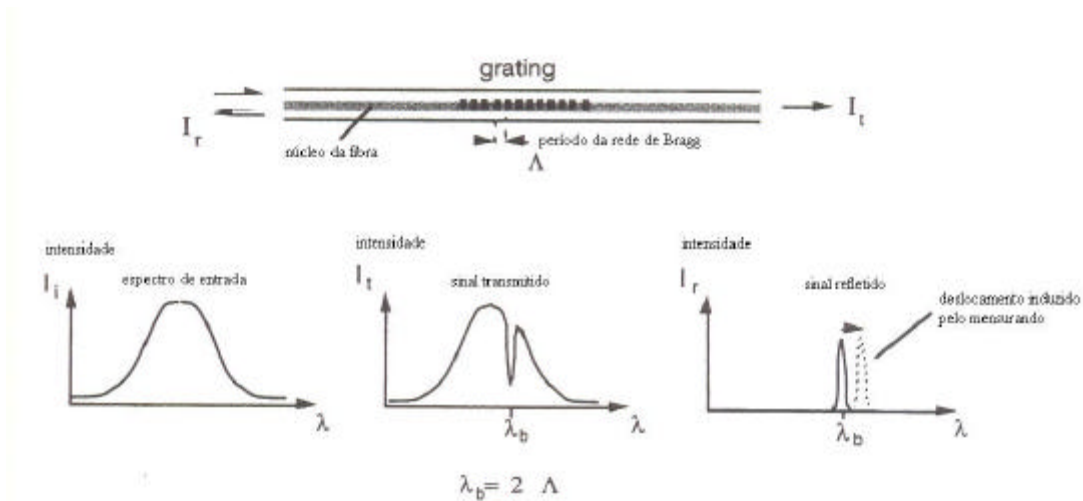


Figura 3.13: Espectros de transmissão e reflexão da rede de Bragg. Adaptada de KERSEY (1992).

As fibras ópticas de polimetacrilato de metila (PMMA) possuem coeficiente de expansão de $260 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ (FERNANDO, 2002) e h é de $-1,0 \times 10^{-4} \text{K}^{-1}$ à $-4,0 \times 10^{-4} \text{K}^{-1}$ (ELDADA, 2000). O coeficiente efetivo para o efeito foto elástico (Pe), foi deduzido em um valor numérico de $\approx 0,04$ (CHU e colaboradores, 1999).

Uma das vantagens em utilizar sensores com rede de Bragg é possuir pequena dimensão, sendo perfeitamente instalável na fibra óptica. Pode atuar com comprimento variado e em longas distâncias. Sua durabilidade e sensibilidade são altas, além de possuir capacidade de multiplexação.

3.3.6 Construção de Redes de Bragg em POF

Um método de gravação com interferência transversal foi usado para construir rede de Bragg a um comprimento de onda de excitação direta de 325 nm (LIU e colaboradores, 2000 e 2002). A fibra utilizada foi monomodo com janela de 1550 nm. O diâmetro da fibra foi de 133 μm , com núcleo de 6 μm e a diferença do índice de refração entre o núcleo e a casca de 0,0086 (XIONG e colaboradores, 1999).

3.3.7 Caracterização da Rede de *Bragg* em POF

PENG e colaboradores (1995) e LIU e colaboradores (2000), criaram e caracterizaram uma rede de *Bragg* em fibras de polímero PMMA.

a) Sensibilidade térmica da rede de *Bragg* em POF

O esquema óptico usado para caracterizar a rede de *Bragg* construída é mostrado na Figura 3.14. LIU utilizou um *laser* Nd:YAG (355 nm), uma lâmpada de tungstênio como fonte de luz, um analisador de espectro óptico e uma célula *peltier*, controlada com uma corrente elétrica, como fonte de calor para caracterizar a rede de *Bragg*. Com uma variação de temperatura na rede de *Bragg*, da temperatura ambiente até 70°C, a variação do comprimento de onda da rede de *Bragg* foi de 1578 nm a 1564 nm, respectivamente. Para variação de temperatura de 50°C o deslocamento do comprimento de onda encontrado foi de mais de 10 nm. A exatidão na medição da temperatura foi de 0,1°C. O mais importante no resultado de Liu é a ausência de histerese.

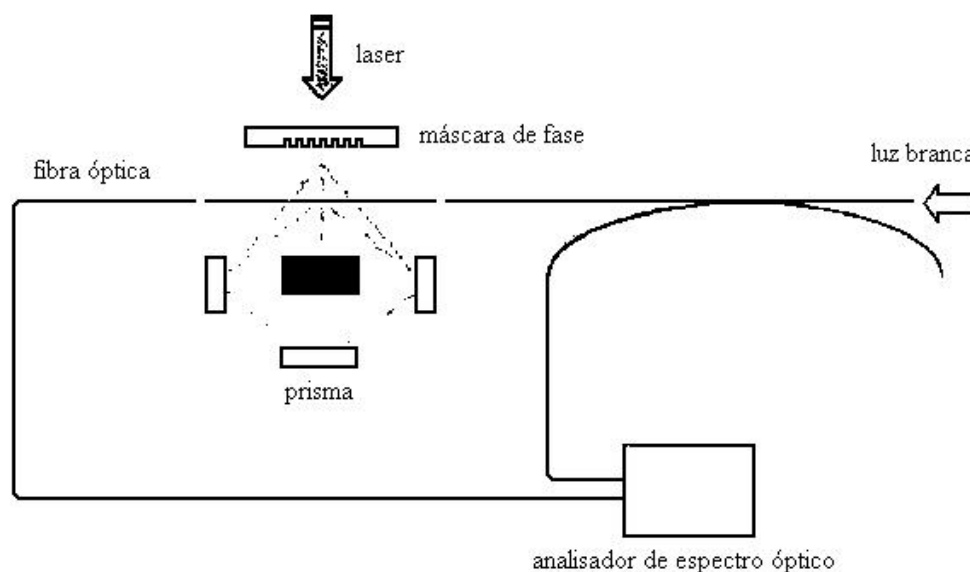


Figura 3.14: Montagem para gravação da rede de difração. Adaptada de LIU (2002).

b) Estiramento mecânico da rede de *Bragg* em POF

CHU e colaboradores (1999) usaram um pedaço de fibra óptica plástica de 25,3 mm com uma rede de *Bragg* de 3 mm de comprimento montada em uma peça deslizante com ambos os extremos colados a esta. Usando dois micros-posicionadores, foi aplicada uma tração na fibra óptica plástica. Os dois lados foram fixados em dois blocos de aço e conectados a dois micro-positionadores. Um dos micro-positionadores

era fixo e outro foi preso a um dispositivo capaz de mostrar a extensão. O comprimento de onda de *Bragg* correspondente a posição inicial foi de 1561,12 nm. A tração foi induzida com deslocamento longitudinal de 1 mm por volta. O espectro de reflexão da rede de *Bragg* foi registrado de acordo com a tração aplicada. A fibra estando esticada com 1,225 nm de seu tamanho o comprimento de onda de *Bragg* correspondente foi de 1634,22 nm. A tração foi calculada dividindo a extensão da fibra pelo comprimento de fibra original. O comprimento mais longo alcançado, sem uma mudança significativa no espectro de reflexão, foi de 1634,22 nm. Estas redes de *Bragg* podem causar um deslocamento do comprimento de onda acima de 74 nm quando tracionadas enquanto a faixa em fibra óptica de sílica é de 2 nm.

3.3.10 Sensores a fibra óptica com modulação baseada no decaimento da fluorescência

Recentemente materiais fluorescentes estão sendo empregados para medição de temperatura tendo como guia de onda a fibra óptica (GRATTAN, 1995). A análise da meia vida do sinal de fluorescência pode ser realizada no domínio do tempo ou no domínio da frequência (SUN, 1998, FENICOLA, 2000). A vantagem principal de tais técnicas de medição de meia vida da fluorescência é que eles independem da intensidade de luz da fonte (FENICOLA, 2000). Dessa forma, é possível fazer medições precisas do sinal, uma consideração importante em sensor de fibra ótica. Há dois métodos principais usados para a medição de meia vida de fluorescência, isto é, o método de pulso e o método de modulação de fase (SUN, 1998). No primeiro método o material fluorescente é excitado por um pulso curto de luz e a emissão resultante, no comprimento de onda, é mais longo (Figura 3.15).

O decaimento da fluorescência é uma função exponencial cuja taxa de declínio pode ser determinada (GRATTAN, 1998) dado por:

$$v(t) = ae^{-t/\tau} + b \quad (3.8)$$

Onde τ é a meia vida da fluorescência, a é a intensidade para $t = 0^+$, t é o tempo e b é a tensão de *offset dc* do amplificador.

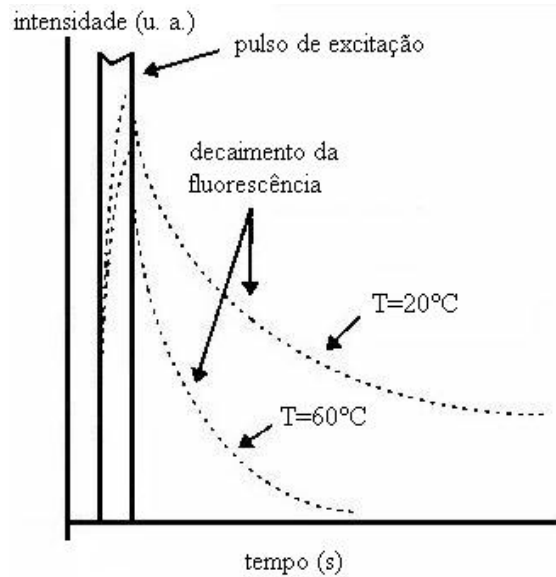


Figura 3.15: Método do pulso para determinação do tempo de meia vida da fluorescência. Para temperatura mais baixa o tempo de decaimento é mais longo. Adaptada de GRATTAN (1995).

No segundo método, o sensor é excitado por uma fonte de luz com modulação senoidal (GRATTAN, 1995). O sinal resultante é uma emissão fluorescente senoidal com retardo de fase em relação ao sinal senoidal de excitação original (Figura 3.16). A troca de fase dá indicação do tempo de decaimento da fluorescência.

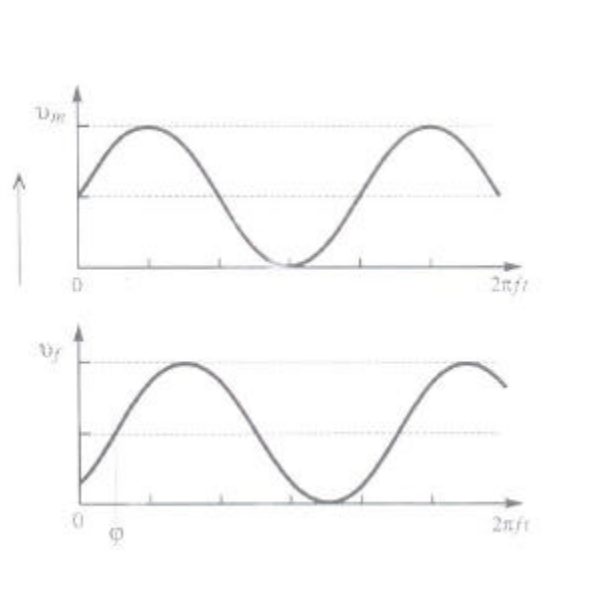


Figura 3.16: Método do retardo de fase em relação ao sinal senoidal de excitação original. A troca de fase dá indicação do tempo de decaimento da fluorescência. Adaptada de GRATTAN (1995).

A emissão modulada tem um retardo em fase da fonte de luz com excitação senoidal dado por:

$$\tan j = 2pft \quad (3.9)$$

Onde j é a diferença de fase entre a excitação de entrada e o sinal óptico de fluorescência, f é a frequência de modulação, e t é a constante de tempo do decaimento da fluorescência.

3.3.11 Luminescência, fluorescência e fosforescência

Segundo POSCH (1967), o fenômeno que certos minerais apresentam de transformarem radiações de menor comprimento de onda (invisíveis) em luz visível é chamado de luminescência. A fluorescência e a fosforescência são duas de suas variedades. Na fosforescência, a luz emitida tem maior duração, diferente da fluorescência que possuem curta duração.

3.1.12 Espectro de absorção e fluorescência do rubi

A Figura 3.17 representa o espectro de absorção e fluorescência do rubi. O rubi possui três picos de maior absorção: em torno de 250 nm, 400 nm e 530 nm, respectivamente e fluorescência centrado em torno de 694,3 nm (AIZAWA, 2003 e SEAT, 2004).

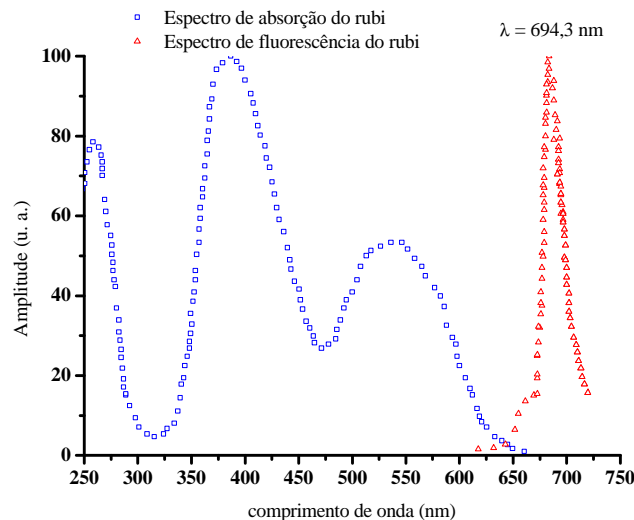


Figura 3.17: Espectro excitação e fluorescência do rubi. Adaptada de AIZAWA (2003).

3.3.13 Decaimento da fluorescência conforme a concentração de Cr^{3+}

As propriedades de fluorescência do rubi têm uma relação com a concentração de Cr^{3+} . Segundo GRATTAN (1995), o aumento na concentração sobre certo valor crítico pode conduzir a uma redução da intensidade da fluorescência. Isto também pode ser observada na redução do tempo de decaimento da fluorescência com o aumento na concentração (Figura 3.21).

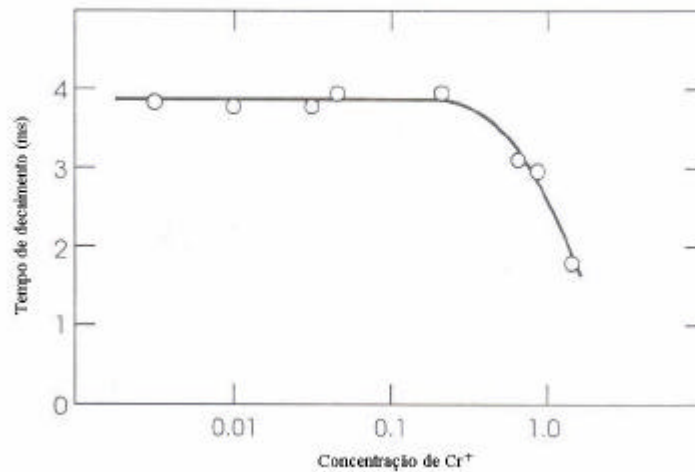


Figura 3.18: Tempo de Decaimento da fluorescência conforme a concentração de Cr^{3+} . Adaptada de GRATTAN (1995).

CAPÍTULO IV

4 Materiais e Métodos

Neste capítulo serão apresentados os materiais e métodos utilizados nas montagens experimentais visando desenvolver o sensor óptico de temperatura.

Foram realizados três experimentos buscando-se obter a melhor técnica para desenvolver o transdutor de temperatura. No primeiro experimento utilizou-se uma fibra óptica plástica de poliestireno verde fluorescente (Apêndice B) como elemento sensor. O objetivo foi desenvolver um sensor de temperatura empregando a variação da intensidade da fluorescência emitida pela fibra óptica plástica fluorescente (FPOF) com a temperatura. Nesse experimento foi observado que pequenas variações na intensidade da fonte de excitação têm como consequência a alteração do sinal de retorno do mensurando. Portanto, um segundo experimento foi proposto. A técnica adotada baseia-se na medição do tempo de decaimento da FPOF com a temperatura. Após algumas análises dos sinais medidos, verificou-se que o tempo de decaimento da fluorescência da FPOF é muito rápido, não sendo possível captar com os fotodetectores disponíveis no laboratório.

Dessa forma, foi proposto um terceiro experimento, sendo necessária à substituição da fibra óptica plástica fluorescente por um material fluorescente que tivesse maior tempo de emissão, com espectro de absorção e emissão dentro do visível e também atender o critério de biocompatibilidade.

4.1 Desenvolvimento do primeiro experimento

O primeiro experimento foi realizado em três etapas. Na primeira etapa empregou-se o método de transmissão direta do sinal de excitação através da fibra óptica de poliestireno verde fluorescente (FPOF) para analisar o espectro de fluorescência. A segunda etapa do experimento teve o objetivo de verificar a dependência do pico espectral do sinal de fluorescência da FPOF com a temperatura. Na terceira etapa foi verificada a dependência da potência óptica da fluorescência em função da temperatura.

4.1.1 Montagem da primeira etapa do primeiro experimento

A Figura 4.1 apresenta o circuito usado na primeira etapa do primeiro experimento. O arranjo óptico foi constituído por um monocromador *Oriel* com rede de difração, um amplificador *lock-in* modelo SR10, um fotodiodo de Si número 247, um microcomputador com um *software* de controle do monocromador e equipado com uma placa de aquisição CIO DAS08 Jr. Um LED azul ultrabrilhante, modelo LQ 503 PBL1-30Q fabricado pela COTCO – com comprimento de onda centrado em 465 nm – usado como emissor de luz, um controlador de diodo *laser THORLABS* modelo LCD 500, um gerador de funções *Hewlett Packard* modelo 3312A, fibra óptica plástica (POF) PMMA, fibra óptica plástica de poliestireno verde fluorescente com 2,24 cm de comprimento e duas lentes colimadoras.

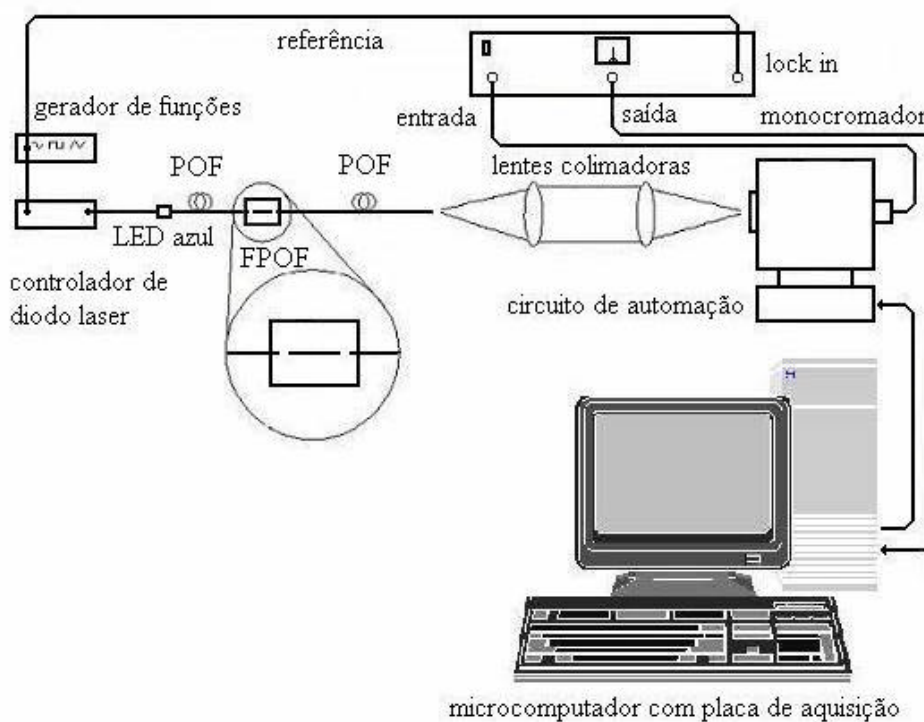


Figura 4.1: Montagem experimental para verificar o espectro da fluorescência da FPOF.

4.1.2 Procedimentos experimentais da primeira etapa

Nesta primeira etapa verificou-se o espectro de fluorescência da fibra verde fluorescente (FPOF). O sensor foi construído com uma FPOF com 2,24 cm de comprimento e cujas especificações encontram-se no Apêndice B (Figura 4.2).

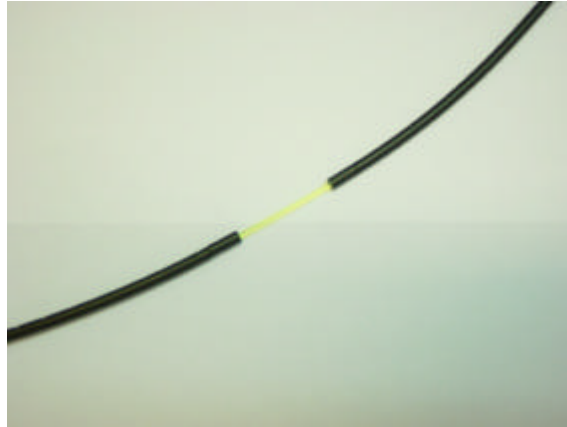


Figura 4.2: Montagem do sensor com uma fibra óptica fluorescente de 2,24 cm.

O LED foi fixado em um tubo de alumínio com 41 mm de comprimento e 13 mm de diâmetro, com um furo axial de 2 mm de uma extremidade a outra. Uma das extremidades foi preparada para encaixar o LED e a outra a POF (Figura 4.3).

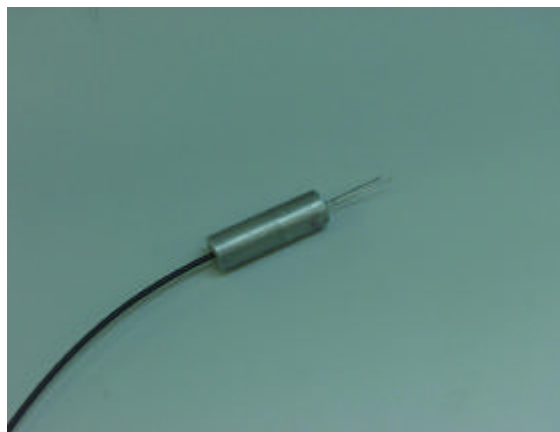


Figura 4.3: Fixação do LED polido COTCO no tubo de alumínio.

A análise do espectro da fluorescência foi realizada utilizando um monocromador. A abertura do *slot* do monocromador foi ajustada em 0,6 mm e com duas lentes colimadoras focalizou-se o sinal óptico no *slot* do monocromador. O *software* de controle do monocromador foi ajustado para aquisição de 300 pontos e 100 pontos de média, o gráfico do *software* foi configurado para uma faixa de 400 a 700 nm com intensidade de luz em 500 (a. u.). A alimentação do LED foi obtida do controlador de diodo *laser* com corrente limitada em 40,3 mA modulada com sinal quadrado de 1 kHz do gerador de funções. O amplificador *lock-in* foi ajustado para amplificar somente sinais com frequência de 1 kHz. O sinal de saída do amplificador *lock-in* foi

aplicado a entrada de uma placa de aquisição DAS08 Jr instalada em um microcomputador.

4.1.3 Montagem experimental da segunda etapa

A segunda etapa do experimento foi realizada com o objetivo de verificar a dependência do pico espectral do sinal de fluorescência da FPOF com a temperatura. O arranjo óptico desta etapa é representado na Figura 4.4. A montagem foi realizada utilizando um sensor com FPOF, um monocromador *Oriel* com um fotodiodo (número 247), um acoplador óptico, POF, LED azul COTCO, um controlador de diodo *laser THORLABS* modelo LCD 500, um gerador de funções *Hewlett Packard* modelo 3312A, um sistema de aquecimento com um resistor e um termômetro *Minipa* modelo ET 2042.

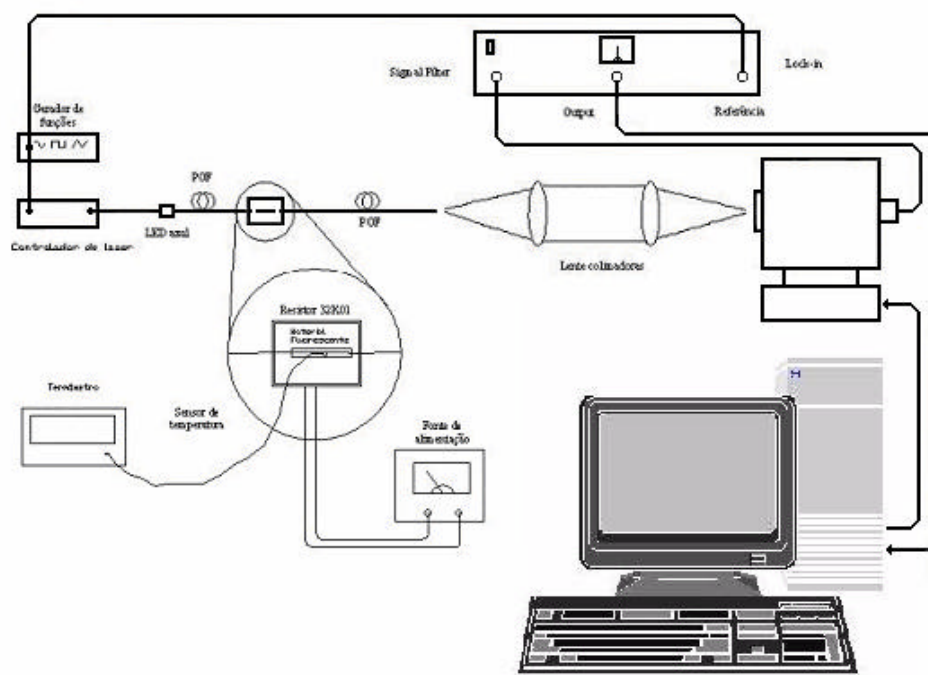


Figura 4.4: Montagem experimental para verificar a dependência do pico espectral do sinal de fluorescência da FPOF com a temperatura.

4.1.4 Procedimentos experimentais da segunda etapa

As medições foram realizadas utilizando uma fibra verde fluorescente com 2,24 cm de comprimentos. O *software* de controle do monocromador foi ajustado para aquisição de 1024 e 200 pontos de média, o gráfico foi configurado para uma faixa de 400 a 700 nm e a intensidade de luz em 600 (a. u.). A abertura do *slot* do

monocromador foi ajustada em 0,6 mm. A corrente na alimentação do LED azul foi de 40,3 mA. Os espectros de fluorescência foram traçados e analisados para temperatura no sensor variando de 26°C a 56°C.

4.1.5 Montagem experimental da terceira etapa

Nesta etapa foi verificada a dependência da potência óptica da fluorescência em função da temperatura. O arranjo óptico da terceira etapa é representado na Figura 4.5. A montagem foi realizada utilizando um sensor com FPOF de 2,24 cm, um *optometer* modelo S380 da *Graseby Optronics* com dois fotodiodos (número 222 e 247), um acoplador óptico, POF, LED azul COTCO, um controlador de diodo *laser* modelo LDC 500 da *THORLABS*, gerador de funções *Hewlett Packard* modelo 3312A, um sistema de aquecimento constituído de um resistor e um termômetro Minipa modelo ET 2042.

O acoplador óptico foi inserido no tubo de alumínio de fixação do LED. Uma das extremidades do acoplador óptico foi fixada a fibra fluorescente e a outra a fotodiodo de Si (número 247) e esse ao canal CH1 do *optometer*. A saída da fibra fluorescente foi conectada a um fotodiodo de Si número 222 e esse ao canal CH2 do *optometer* S380 (*Graseby Optronics*).

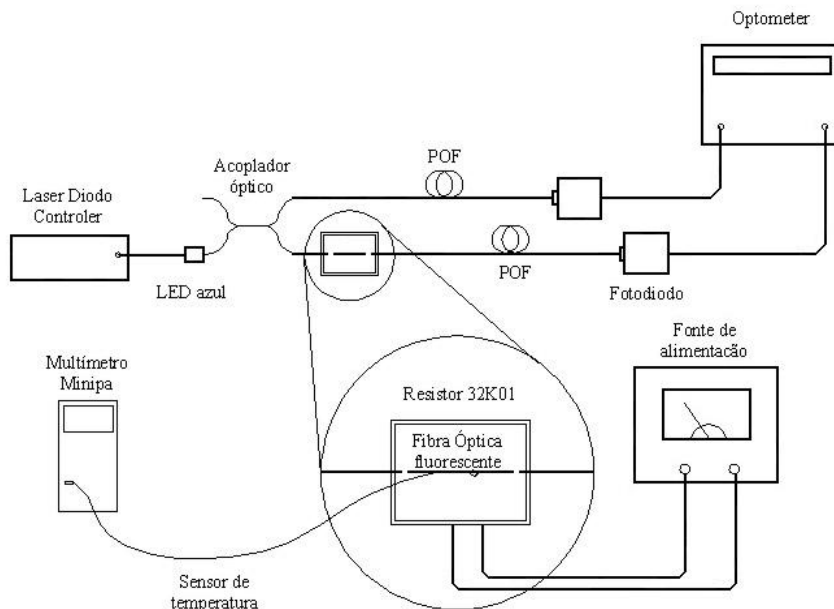


Figura 4.5: Montagem do experimental do primeiro protótipo utilizando uma fibra óptica plástica fluorescente (FPOF) como sensor de temperatura.

4.1.6 Procedimentos experimentais da terceira etapa

O LED azul de 465 nm conectado ao acoplador óptico foi alimentado com um controlador de diodo *laser* LDC 500 *THORLABS* ajustado para uma corrente de 27,0 mA. Utilizaram-se dois fotodiodos de silício e um *optometer*. Um fotodiodo de número 222 conectado ao canal CH1 do *optometer* S380 (*Graseby Optronics*) e ao acoplador óptico através de uma fibra óptica plástica. O outro fotodiodo de número 247 conectado ao canal CH2 do *optometer* e à fibra óptica plástica fluorescente de 2,24 cm de comprimento – utilizada como sensor de temperatura, e esta conectada ao acoplador óptico. O experimento foi realizado com temperaturas variando entre 30,5°C a 60°C. A medição foi realizada dividindo o sinal de referência (CH1) pelo sinal (CH2) com o intuito de diminuir o efeito da variação da intensidade da fonte de excitação na medição realizada pelo sensor.

4.2 Desenvolvimento do segundo experimento

A finalidade da montagem do segundo experimento foi verificar o tempo de decaimento da fluorescência da FPOF e verificar a viabilidade na construção de um sensor utilizando este método. Este experimento foi realizado em uma única etapa.

4.2.1 Montagem do segundo experimento

A montagem experimental é apresentada na Figura 4.6. O sistema óptico foi composto por um LED azul ultrabrilhante, modelo LQ 503 PBL1-30Q fabricado pela COTCO - com comprimento de 465 nm, um elemento sensor montado com fibra fluorescente (FPOF) de 2,24 cm, fibra óptica plástica PMMA (POF), um gerador de funções programável *Hewlett Packard* modelo 3312A, um controlador de diodo *laser* *THORLABS* modelo LCD 500, um fotodetector *Infineon* modelo SFH 250V como receptor de sinal óptico, um circuito com amplificador operacional TL071CN e um osciloscópio *Tektronix* modelo TDS 3052B.

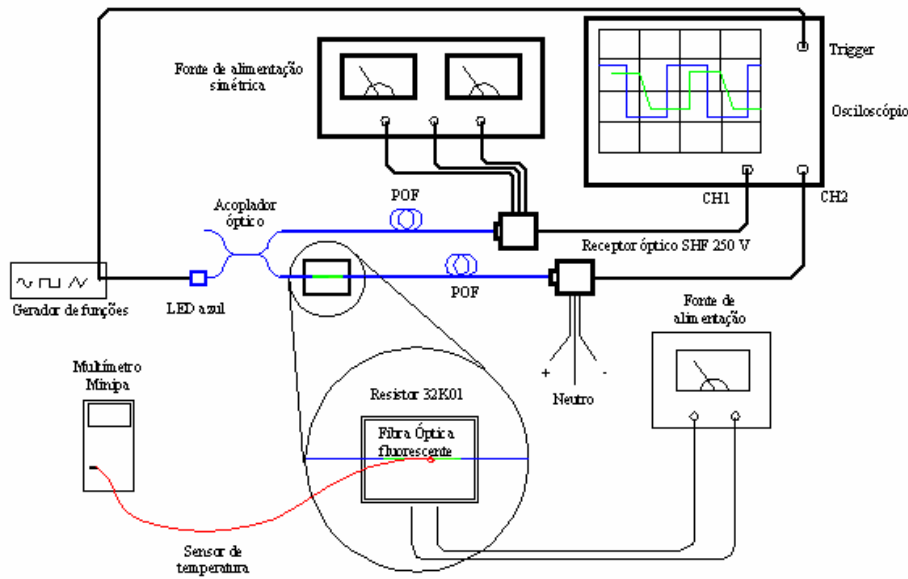


Figura 4.6: Montagem experimental para verificar o tempo de decaimento da fluorescência da FPOF.

4.2.2 Procedimentos do segundo experimento

Observou-se o sinal recebido da fibra óptica plástica fluorescente de 2,24 cm (FPOF) com um receptor óptico SHF 250V *Infineon* (Figura 4.7) e um osciloscópio *Tektronix* TDS 3052B. Utilizou-se um LED azul COTCO, modulado com onda quadrada do gerador de funções *Hewlett Packard* modelo 3312A, conectado a fibra fluorescente e a outra extremidade conectada ao receptor óptico, cujo sinal de saída introduzido ao canal CH1 do osciloscópio. O sinal recebido do sensor pelo fotodetector foi amplificado com um Amp. Op. TL071 e o sinal elétrico da saída do operacional aplicado ao osciloscópio.

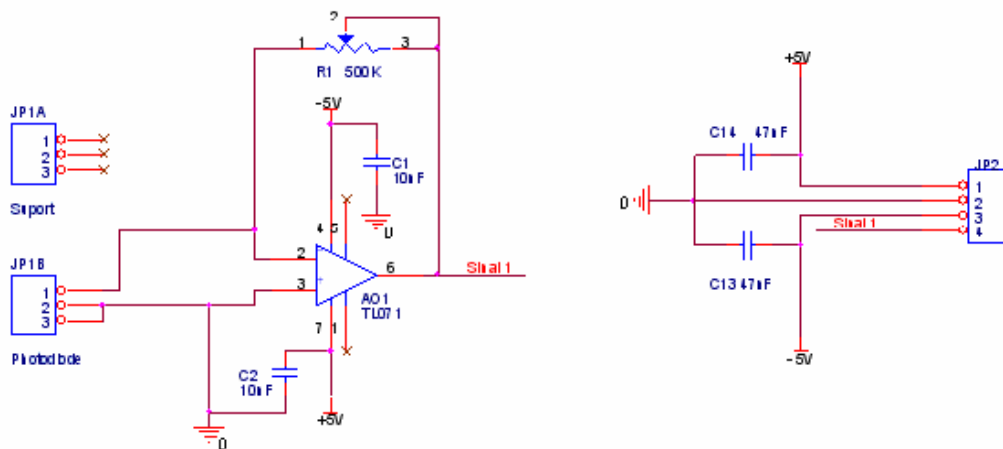


Figura 4.7: Circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.

4.3 Desenvolvimento do terceiro experimento

O terceiro experimento foi proposto tendo como finalidade substituir a FPOF por um material com tempo de decaimento maior. Este experimento baseia-se no tempo de decaimento da fluorescência do cristal de rubi com a temperatura e foi desenvolvido em duas etapas. Na primeira etapa utilizou-se um sensor constituído de duas fibras ópticas, uma para levar o sinal de excitação (fonte emissora de luz) e outra para retornar o sinal do sensor. Na segunda etapa o sensor foi construído com uma única fibra óptica, para transmitir e receber o sinal, com o objetivo de diminuir o tamanho do sensor e obter um tempo menor de resposta.

4.3.1 Montagem da primeira etapa do terceiro experimento

Nesta etapa utilizaram-se duas fibras, uma para transmitir o pulso de excitação e outra para receber a resposta da fluorescência. O objetivo do experimento foi correlacionar o tempo de decaimento da fluorescência do rubi, utilizado como elemento sensor, com a variação da temperatura do sensor.

O arranjo experimental consiste de uma sonda constituída de duas fibras ópticas plásticas com um cristal de rubi na sua extremidade, um gerador de funções *Hewlett Packard* modelo 3312A interligado com um controlador de diodo *laser THORLABS* modelo LCD 500 para modular o LED azul, um fotodetector SFH 250V *Infineon* para converter o sinal de fluorescência em sinal elétrico, um osciloscópio *Tektronix* modelo TDS 410A, uma fonte de alimentação *Tektronix* PS283, um sistema de aquecimento e um termômetro Minipa modelo ET2042 (Figura 4.8).

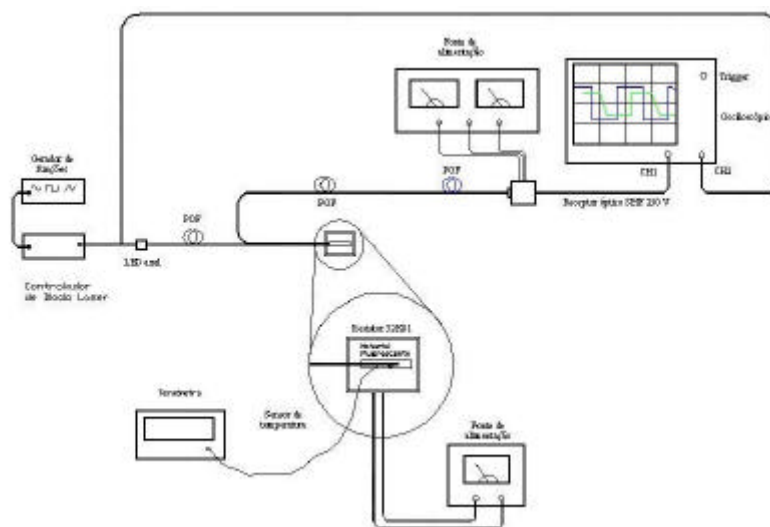


Figura 4.8: Arranjo óptico utilizado para verificar a fluorescência do cristal de rubi.

A seguir serão apresentadas as montagens do sensor, fonte de excitação e o circuito fotodetector utilizado nesta etapa do experimento.

a. Montagem do sensor

O primeiro sensor foi construído com um cristal de rubi sintético de 2 mm x 2 mm x 1 mm, fixado na ponta de duas POF (Figura 4.9). O acoplamento óptico entre o cristal e a POF foi obtido com óleo “*olejek imersyjny*” $N_d = 1,515$ e com uma fita adesiva protegeu-se o contato entre a POF e o cristal. (Figura 4.10).



Figura 4.9: Montagem do sensor de temperatura utilizando duas fibras ópticas plásticas e um cristal de rubi sintético.

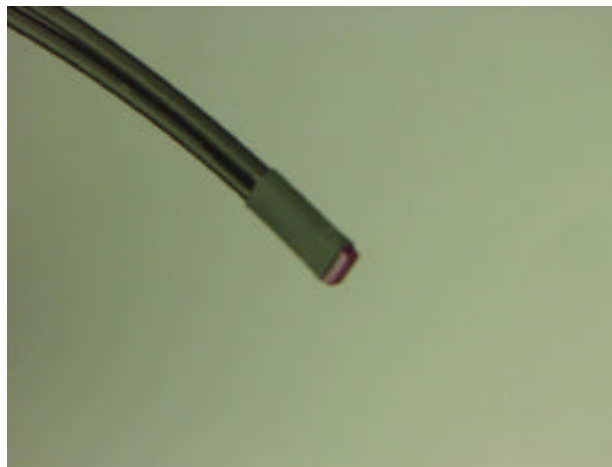


Figura 4.10: Fixação e acoplamento óptico do cristal de rubi nas extremidades das fibras ópticas.

Depois de realizado o acoplamento do rubi na POF, um sinal de onda quadrada, com frequência de 15 Hz e amplitude de 4,5 V, do gerador de função programável *Tektronix* modelo AFG 5101, foi aplicado ao LED azul. A luz emitida pelo LED foi transmitida por uma fibra óptica plástica ao rubi na extremidade da fibra óptica. O rubi ao ser bombeado com o sinal com comprimento de onda de 465 nm emitiu uma fluorescência com luz visível com uma cor próxima do vermelho (Figura 4.11).



Figura 4.11: Cristal de rubi bombeado opticamente com um comprimento de onda de 465 nm.

Após a montagem do elemento sensor, o conjunto foi envolvido com resina de acrílico auto polimerizante misturado com líquido acrílico de monômero de metilmetacrilato usado em prótese dentária (Figura 4.12).



Figura 4.12: Sensor óptico revestido com resina acrílica de polimetilmetacrilato.

Para obter maior emissão de luz do LED, e conseqüentemente a máxima amplitude de fluorescência do rubi, houve a necessidade de desbastar a parte superior do encapsulamento do LED, a fim de aproximar a fibra óptica ao silício do LED. Além de cortar o encapsulamento utilizou-se uma lixa da *Polish Film F1-0102-03 alum. Oxide 9X6,5 - 3* u e uma lixa *Polish Film F1-0102-03 alum. Oxide 9X6,5 - 0,3* u para dar o acabamento e polir o LED, obtendo, dessa forma, maior aproveitamento da luz emitida.

b. Montagem do fotodetector

O diagrama esquemático, circuito impresso e o receptor montado são apresentados nas figuras 4.13, 4.14, 4.15 e 4.16 respectivamente. A resposta da fluorescência emitida pela ponta sensora foi captada por um fotodetector SFH 250V *Infineon* e convertido em um sinal elétrico com um tempo de decaimento proporcional à temperatura no sensor.

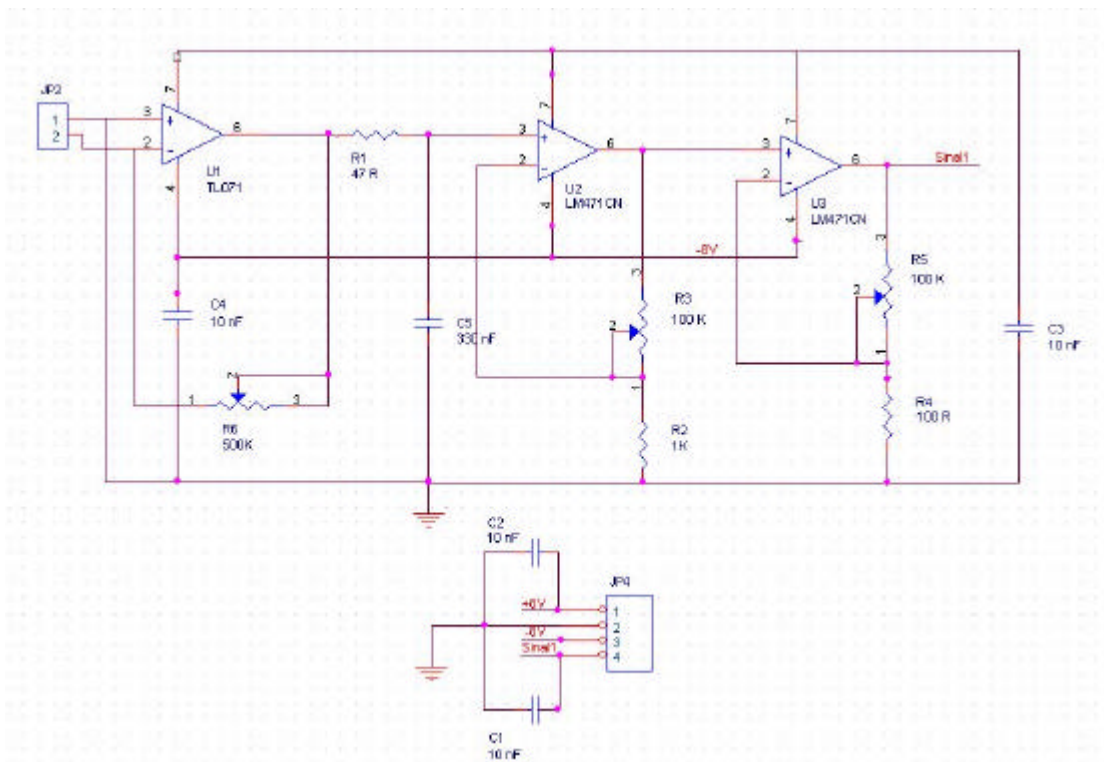


Figura 4.13: Diagrama esquemático do circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.

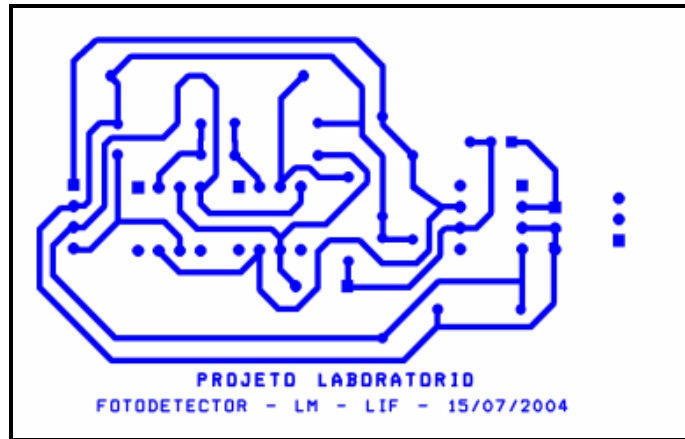


Figura 4.14: Face cobreada do circuito impresso do receptor usado para amplificar o sinal de fluorescência.

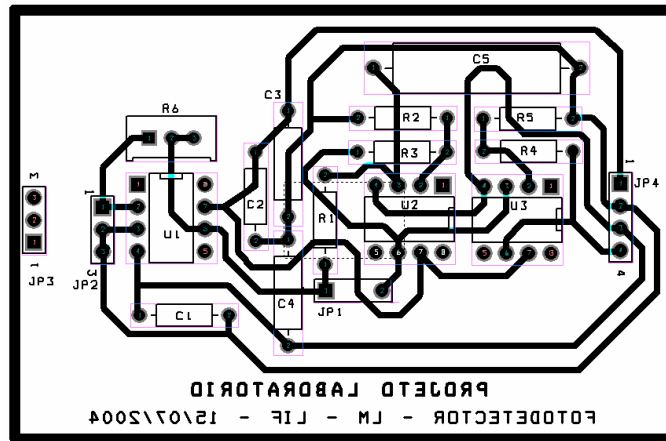


Figura 4.15: Lado dos componentes do circuito impresso do receptor usado para amplificar o sinal de fluorescência.

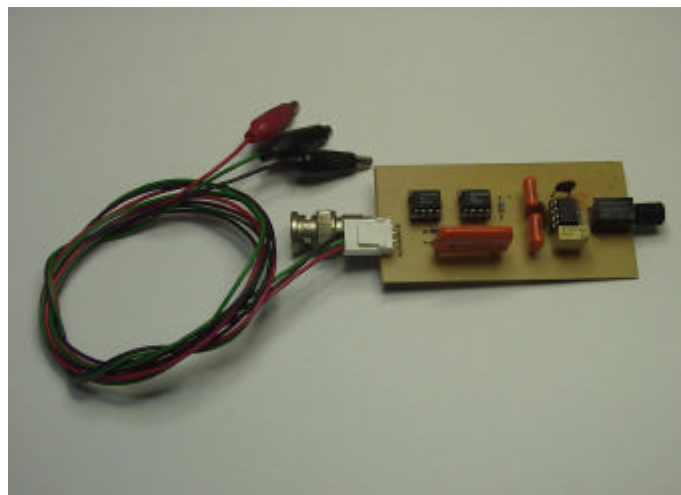


Figura 4.16: Circuito eletrônico com amplificador operacional TL071 CN, usado para amplificar o sinal de fluorescência.

c. Montagem do arranjo óptico

As Figuras 4.17 e 4.18 mostram o arranjo óptico utilizado nas medições preliminares com sensor construído com duas fibras ópticas plásticas como guia de luz.



Figura 4.17: Sensor óptico fixado a uma ponta sensora de temperatura do termômetro SalvTerm 120.

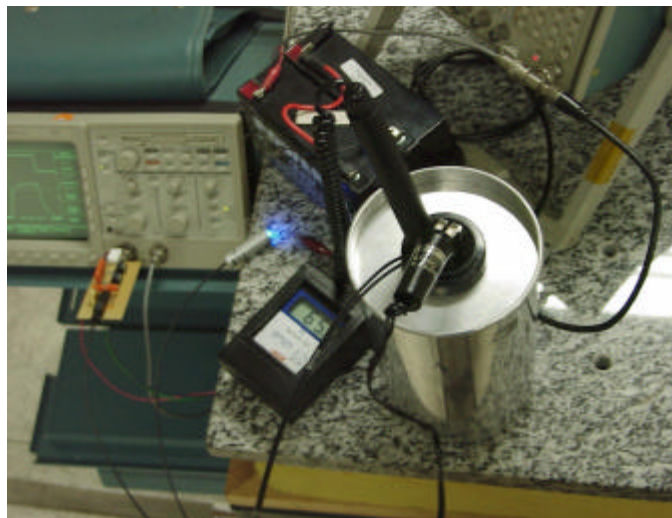


Figura 4.18: Montagem experimental realizada para correlacionar o tempo de decaimento da fluorescência do rubi com a temperatura.

4.3.2 Procedimentos da primeira etapa da terceira montagem experimental

O sensor foi excitado com sinal de onda quadrada (frequência de 15 Hz). Após a excitação o sinal de fluorescência foi conduzido por uma fibra óptica até o fotodetector na outra extremidade e convertido em um sinal elétrico. O sinal foi digitalizado utilizando um osciloscópio *Tektronix* modelo TDS 410A, com 10000 amostras por segundo e 128 de média, e gravado em disco flexível para posterior análise no computador.

Para comprovar se o sinal observado é a fluorescência emitida pelo rubi, utilizou-se uma fibra óptica com uma das extremidades conectada ao LED e a outra extremidade da fibra ao fotodetector. Sem o sensor, foi possível observar o sinal de onda quadrada, usado na excitação do LED, diretamente no osciloscópio. Com esse pequeno procedimento foi possível comprovar que o sinal do LED, sendo diretamente captado pelo fotodetector e amplificado, não apresenta decaimento significativo comparado com o sinal gerado para alimentar o LED.

Após essa verificação, a fibra foi substituída pelo sensor óptico fixado ao termômetro eletrônico - fabricante Salvterm modelo 120 utilizado como padrão de medição, e ambos inseridos no interior de um recipiente térmico cheio de água com temperatura controlada. O Termômetro SalvTerm 120 foi anteriormente calibrado no Laboratório Metrológico de Temperatura utilizando como padrão uma termoresistência PT 1000/0°C e um multímetro digital 6 ½ dígitos, classe de exatidão 0,003%, modelo 7562-02, marca Yokogawa (Apêndice C). A fixação dos dois sensores foi necessária para garantir a medição realizada pelo sensor óptico (Figura 4.17) e comparar com a temperatura do padrão de referência (ORLANDO, 2003). Realizaram-se medições para diferentes temperaturas no elemento sensor.

4.3.3 Desenvolvimento da segunda etapa do terceiro experimento

A segunda etapa do terceiro experimento foi realizada utilizando uma única fibra óptica para guiar o sinal de excitação e receber o sinal de fluorescência do sensor óptico. Foi realizada a montagem do arranjo óptico em uma caixa metálica, visando manter a estabilidade e melhorar o acoplamento das conexões ópticas da POF, acoplador e LED com o objetivo de garantir a repetitividade das medições. Além disso, houve a necessidade de montar um dispositivo com filtro óptico plástico para remover a luz residual de 465 nm da fonte de excitação no sinal de resposta do sensor.

A seguir serão descritos o arranjo óptico, caracterização e montagem do dispositivo com filtro óptico plástico, montagem do fotodetector, fonte de alimentação e acondicionamento em uma caixa metálica.

a. Arranjo óptico utilizando um sensor com uma única fibra óptica

A figura 4.19 representa o arranjo óptico utilizando uma única fibra óptica como elemento sensor.

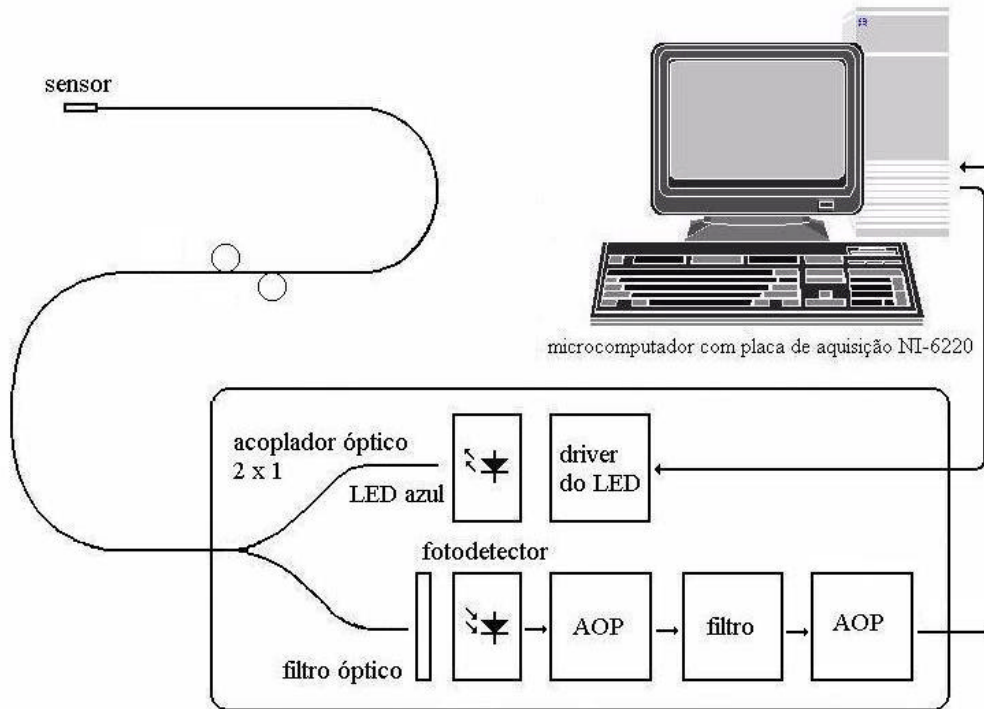


Figura 4.19: Arranjo óptico utilizando uma única fibra óptica como elemento sensor.

b. Caracterização e montagem dos filtros ópticos plásticos

Os filtros ópticos foram caracterizados utilizando o arranjo experimental mostrados na Figura 4.20. No experimento foi utilizado um monocromador *Oriel* com rede de difração (modelo 77250), uma fonte de luz *Oriel*, (modelo 7340), um fotodiodo de silício (modelo 247, 400 nm – 1100 nm), um *optometer* (modelo S380, *Graseby Optronics*), filtro óptico plástico vermelho com $0,2 \pm 0,05$ mm de espessura.

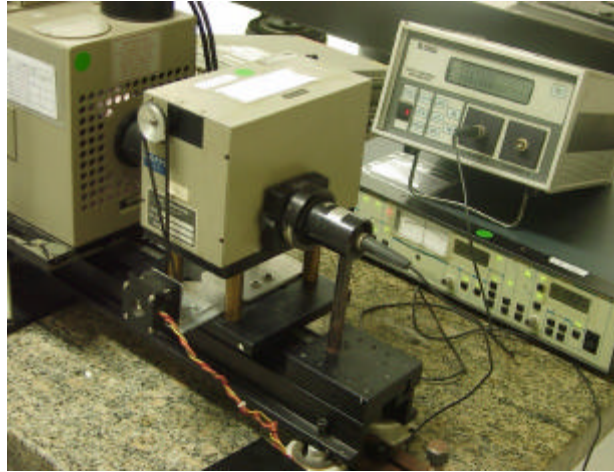


Figura 4.20: Caracterização dos filtros ópticos plásticos utilizados nos experimentos. Na foto são mostrados o monocromador *Oriel*, uma fonte de luz branca *Oriel* e um *optometer*.

Os espectros foram levantados utilizando a fonte de luz *Oriel* incidindo na abertura do *slot* do monocromador *Oriel* - ajustada com 0,4 mm. A saída do monocromador foi acoplada a um fotodiodo de silício modelo 247. O sinal elétrico do fotodiodo de Si, acoplado à saída do monocromador, foi inserido à entrada do *optometer* *Oriel* e este à caixa de automação do monocromador. O controle do sistema foi feito por um *software* instalado em um computador composto de uma placa de aquisição de dados modelo CIO DAS08 Jr.

Inicialmente, foi ajustado o *software* de controle do monocromador para aquisição de 1024 pontos e média de 512 pontos. A apresentação gráfica do *software* foi configurada para uma faixa de 400 a 750 nm e a intensidade de luz em 100 unidades arbitrária (u. a.). Depois de configurado o *software* de controle da automação do sistema, levantou-se os espectros de transmissão do sistema (luz branca, monocromador e fotodiodo), do LED azul (fonte de excitação) e filtro óptico. O espectro de transmissão do filtro óptico foi verificado colocando o filtro entre a fonte de luz *Oriel* e o monocromador. Após verificar os espectros dos filtros ópticos plásticos foram construídos os dispositivos ópticos com conectores *simplex*, emendas mecânicas e fibras ópticas plásticas (Figura 4.21). Os filtros ópticos plásticos foram recortados em forma de círculos com aproximadamente 2 mm de diâmetro e introduzidos na extremidade da emenda mecânica onde é conectada a POF que leva o sinal ao fotodetector.

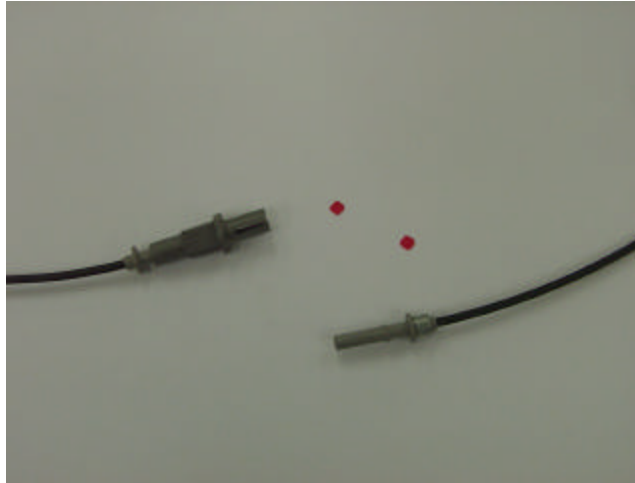


Figura 4.21: Montagem do Filtro óptico (vermelho) utilizado no experimento. A foto mostra a conexão mecânica das fibras ópticas plásticas e o filtro óptico vermelho.

As conexões foram preparadas retirando-se 2 mm da capa plástica da POF (do sensor óptico, de conexão com o acoplador óptico, de conexão do LED e do fotodetector SFH 250V *Infineon*) e introduziu-se no conector *simplex* (Figura 4.22 e 4.23). A POF foi fixada no interior do conector com cola *Super Bonder* em torno da sobrecapa da fibra. Finalizada a fixação das fibras nos conectores, a ponta de cada conjunto (POF e conector) foi lixada com um *kit* de polimento utilizando a lixa *Polish Film-F1-0102-03 alum. Oxide 9X6,5 - 3u* e depois, a lixa *Polish Film-F1-0102-03 alum. Oxide 9X6,5 - 0,3u*.



Figura 4.22: Conector *simplex* e POF. Fixação da POF no conector *simplex*.



Figura 4.23: Fixação da POF no conector *simplex*.

A Figura 4.24 mostra as conexões mecânicas após a fixação e polimento.



Figura 4.24: Conector *simplex* com a POF após o polimento.

A figura 4.25 ilustra o filtro óptico fixado em um das extremidades da emenda mecânica deixando a outra extremidade livre para conectar a fibra que vai para o acoplador óptico.

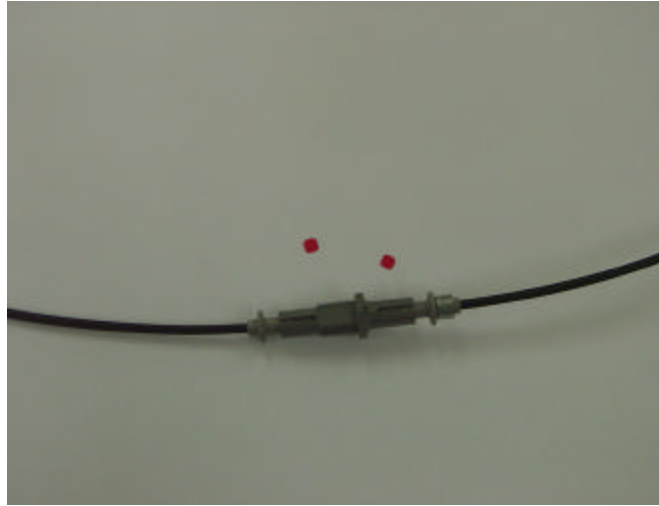


Figura 4.25: Filtro óptico para bloquear o sinal de excitação do LED azul e deixar passar somente o sinal de fluorescência que retorna do sensor. O filtro óptico foi fixado entre as duas fibras ópticas utilizando dois conectores.

c. Montagem do sensor em uma única fibra óptica

Nesta etapa utilizou-se uma única fibra óptica (com 1 m de comprimento) para transmitir o sinal de excitação do LED e receber a resposta da fluorescência do transdutor na extremidade da POF. O transdutor consiste de um cristal de rubi (formato semi-esférico com raio de 1 mm) fixado na ponta da fibra óptica plástica utilizando um pedaço de conector para POF com 7 mm de comprimento por 2 mm de diâmetro interno (Figura 4.26).



Figura 4.26: Ponta da sonda sensora de temperatura montada com um cristal de rubi semi-esférico com 1mm de diâmetro e um conector para POF.

Na outra extremidade da sonda sensora, fixou-se um conector *simplex* para facilitar a conexão nos demais componentes ópticos (Figura 4.27).



Figura 4.27: Sonda sensora após a fixação do conector *simplex*.

d. Montagem do *driver* do LED e conexão do filtro óptico

A figura 4.28 apresenta o LED azul COTCO e o conector de emenda mecânica para fibra óptica plástica usada na montagem da fonte de excitação do sensor (Figura 4.28). O circuito de *driver* foi montado utilizando um transistor BC 548 para chavear o LED com pulsos de 4 ms de largura, 30 ms de duração. O tempo de subida e o tempo de descida dos pulsos foram de 1,7 μ s. O transistor foi polarizado para fornecer ao LED uma corrente máxima de 100 mA (Figura 4.29).



Figura 4.28: LED polido COTCO e conector para emenda mecânica.

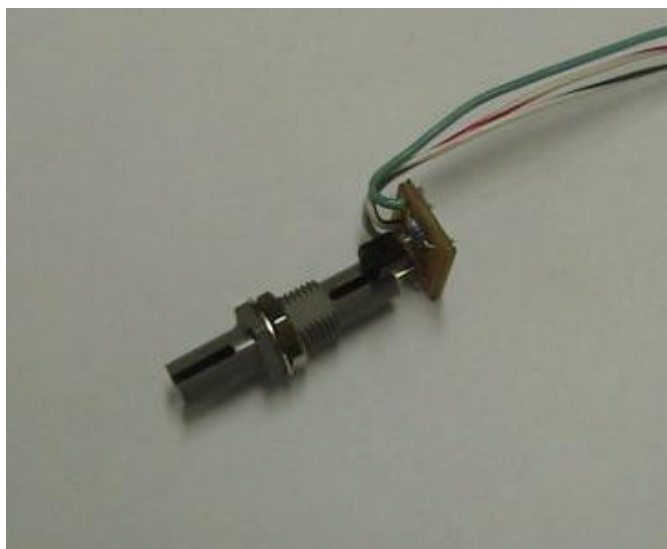


Figura 4.29: Fixação do LED na emenda mecânica e circuito de *driver*.

A Figura 4.30 mostra a conexão do dispositivo com o filtro óptico, o LED polido adaptado ao conector de emenda mecânica com o circuito de *driver*, e o circuito fotodetector.

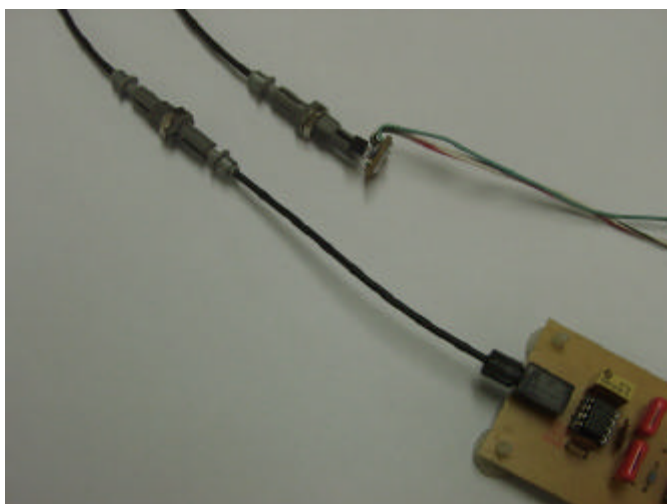


Figura 4.30: Conexão do dispositivo com o filtro óptico, LED adaptado ao conector de emenda mecânica com o circuito de *driver* e o circuito fotodetector.

e. Montagem do arranjo óptico e circuitos eletrônicos em uma caixa metálica

O fotodetector, circuito emissor de luz (LED), fibra óptica plástica (POF), filtro óptico e fonte de alimentação foram acondicionados em uma caixa metálica com

200 mm de comprimento com 180 mm de largura e 75 mm de altura (figura 4.31) com o objetivo de garantir a estabilidade mecânica dos elementos ópticos e reduzir possíveis diferenças de valores provocados nas medições.

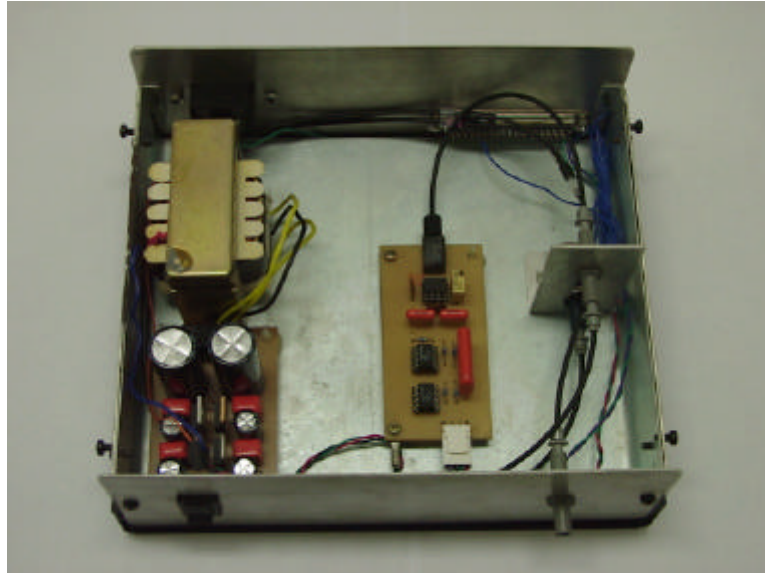


Figura 4.31: Arranjo do experimento montado na caixa metálica.

Na parte frontal da caixa metálica foram instalados uma emenda mecânica - para conectar a sonda sensora de temperatura - e um interruptor para ligar e desligar o circuito (Figura 4.32).

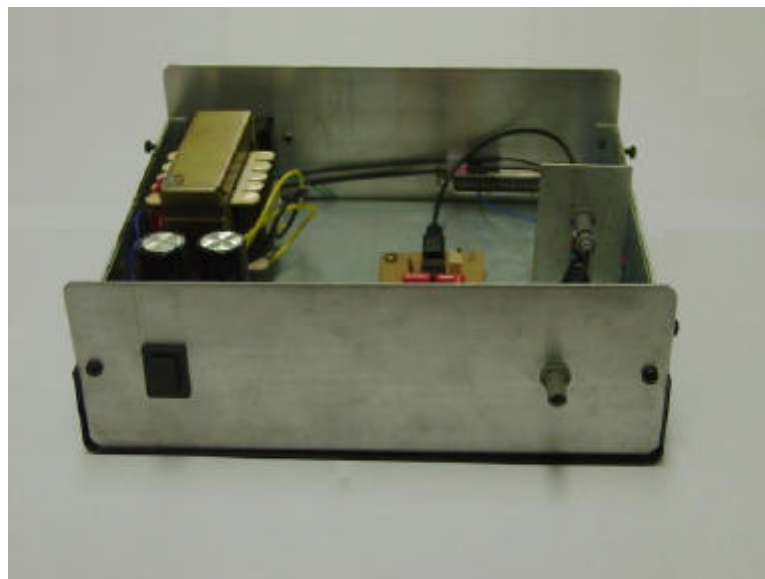


Figura 4.32: Vista da parte frontal da caixa metálica.

Na parte traseira da caixa metálica foi adaptado um conector DB37 macho, conforme Figura 4.33, para possibilitar a interligação do sistema ao computador e facilitar a aquisição do sinal da saída do circuito do fotodetector. Além do DB37 foi instalado um conector de entrada de energia elétrica para a fonte de alimentação dos circuitos eletrônicos.

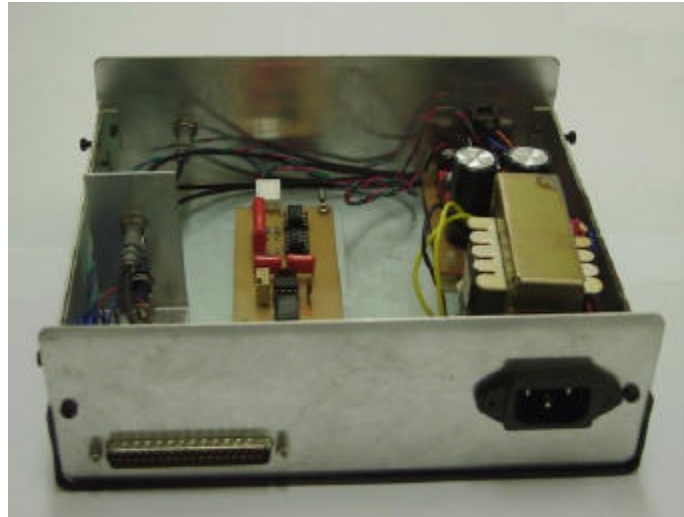


Figura 4.33: Vista da parte traseira da caixa metálica com a montagem experimental.

A sonda sensora de temperatura foi conectada a emenda mecânica no painel frontal e a outra extremidade da emenda mecânica conectada ao acoplador óptico 1×2 , *DieMound* número de série 000177, utilizando um pedaço de fibra óptica plástica (Figura 4.34 e 4.35).

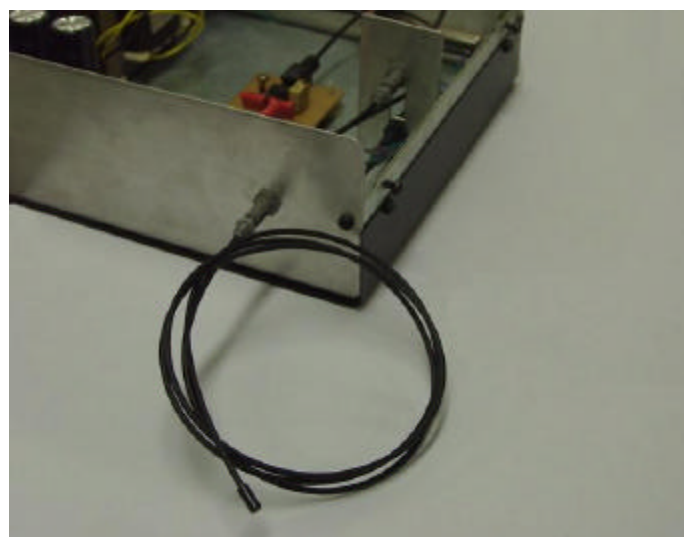


Figura 4.34: Parte frontal da caixa metálica com a sonda sensora conectada à emenda mecânica.

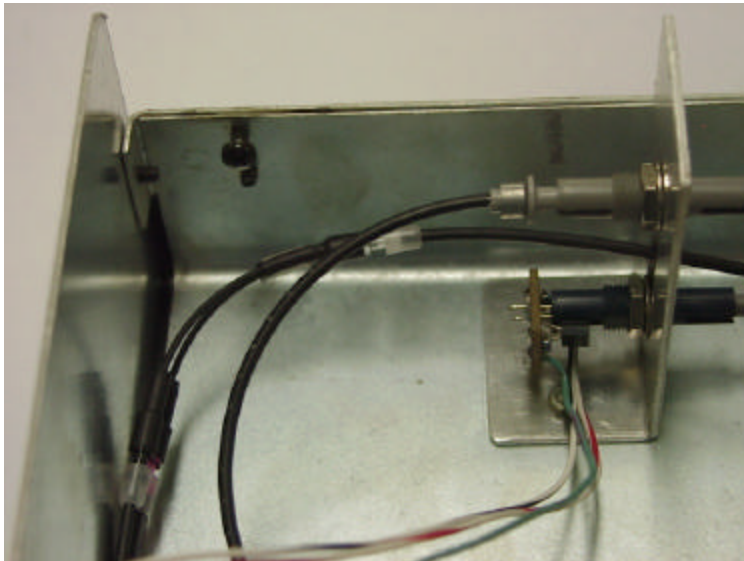


Figura 4.35: Fixação do acoplador óptico à fibra óptica que recebe o sinal do transdutor de temperatura e as conexões mecânicas do filtro óptico e *driver* do LED na caixa metálica.

O filtro óptico foi fixado em um suporte metálico tendo uma de suas extremidades conectada ao fotorreceptor e a outra ao acoplador óptico (Figura 4.36 e 4.37).

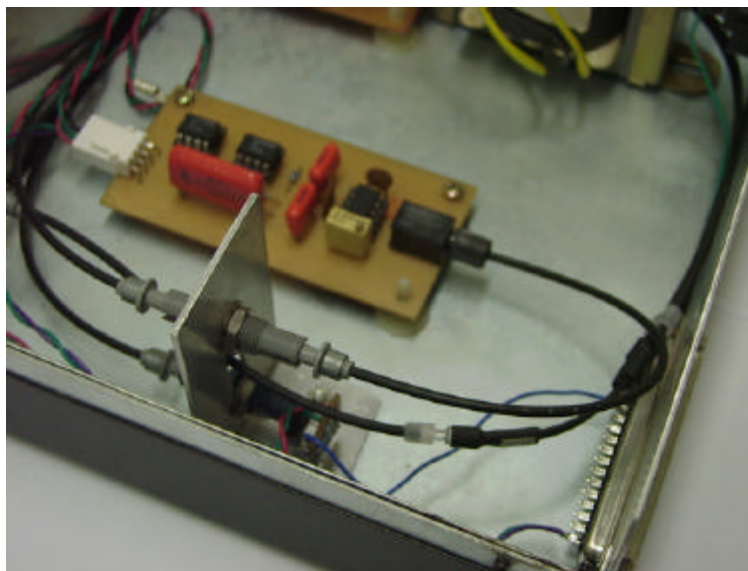


Figura 4.36: Fixação do circuito de excitação, acoplador e filtro óptico.

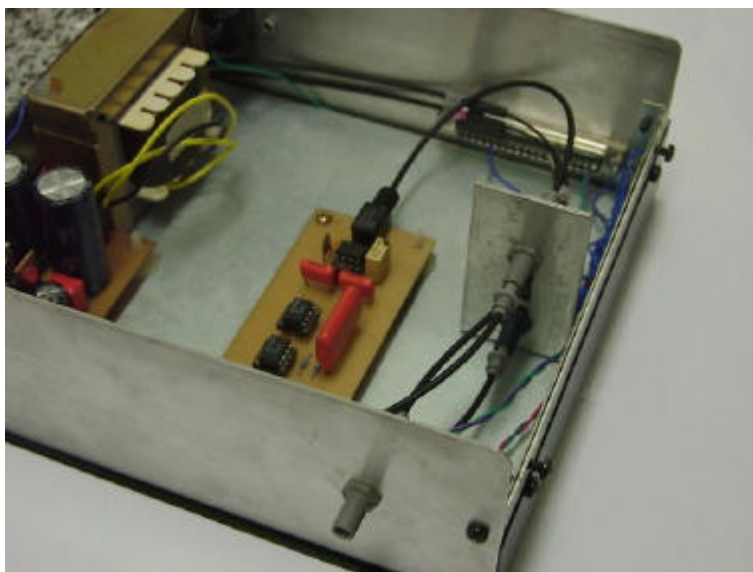


Figura 4.37: Fixação do circuito de excitação, acoplador e filtro óptico.

A fibra óptica foi acondicionada na caixa metálica de forma que a sua curvatura fosse mínima possível visando evitar atenuação do sinal óptico (Figura 4.38).

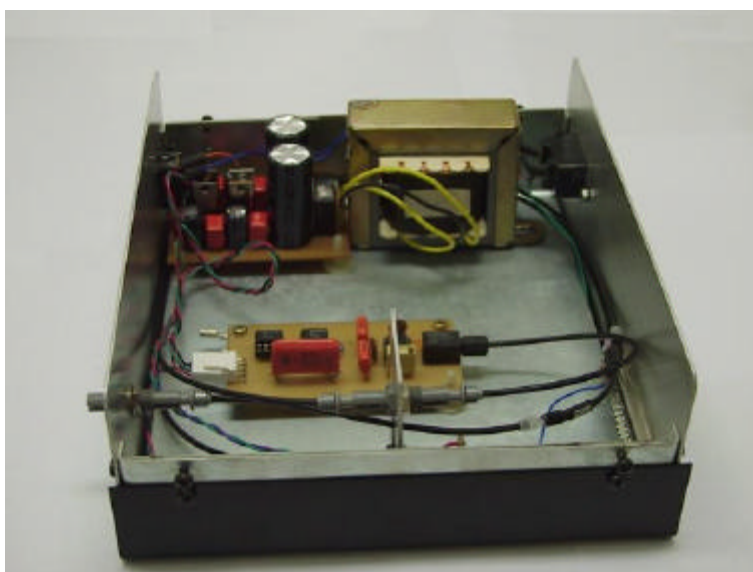


Figura 4.38: Acondicionamento da fibra óptica plástica do fotodetector e emissor de luz (LED).

f. Montagem da fonte de alimentação

A alimentação dos circuitos eletrônicos foi obtida de uma fonte com as seguintes tensões: + 8V, - 8V, (para os amplificadores operacionais) e + 12V (para o circuito de excitação). A Figura 4.39 apresenta a fixação de uma blindagem externa para

evitar interferência eletromagnética do transformador nos circuitos excitador e fotorreceptor (figura 4.39).

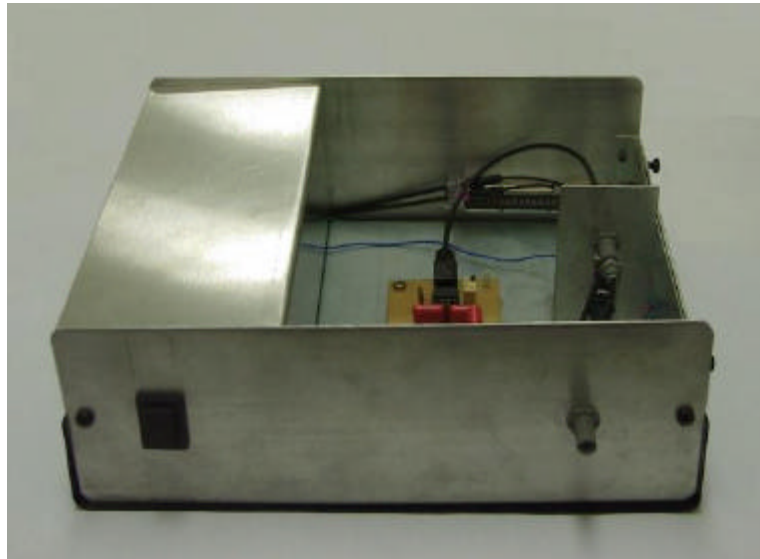


Figura 4.39: Fixação de uma blindagem para evitar interferências no circuito do fotodetector.

4.3.4 Procedimentos da segunda etapa do terceiro experimento

O arranjo experimental foi constituído do sensor óptico de temperatura, circuito de excitação com um LED azul ultrabrilhante, fotodetector, dispositivo com filtro óptico plástico, termômetro Salvterm 120, termopar Tipo K, banho termostático modelo Q214S (Quimis) e microcomputador com placa de aquisição NI-6220 da *National Instrument* (Figura 4.40).

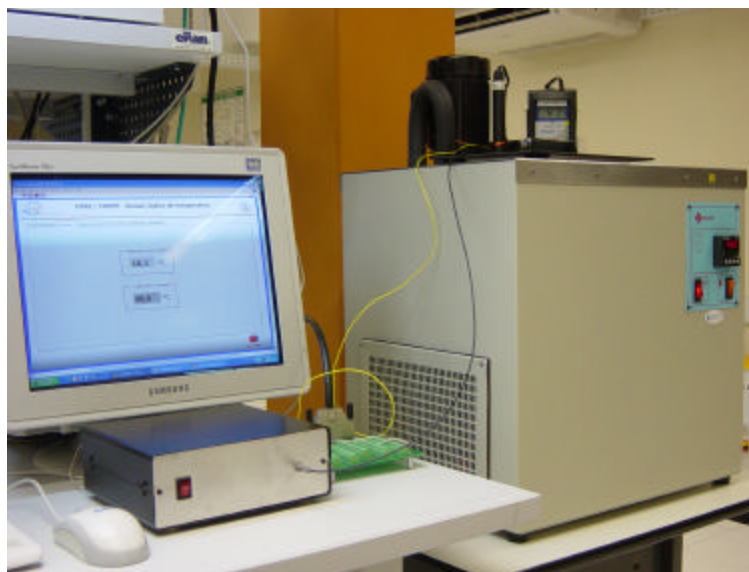


Figura 4.40: Arranjo experimental utilizado para calibrar o sensor óptico.

Antes da execução do experimento, o termopar Tipo K foi calibrado pelo método da comparação com o termômetro Salvterm 120, considerado como padrão de referência do LIF (Laboratório de Instrumentação e Fotônica) e previamente calibrado utilizando como referência uma termoresistência PT1000/°C (Apêndice C), com a finalidade de verificar qual a diferença de medição entre eles, tendo por objetivo a sua utilização com a placa de aquisição de dados para calibração do sensor óptico e determinação do tempo de resposta do sensor. A calibração foi realizada utilizando o banho termostático modelo Q214S com temperatura conhecida na faixa desejada.

O *software* utilizado para programação do Instrumento Virtual, aquisição e processamento do sinal foi o *LabView 7.0 Express* e é apresentado no apêndice D com o nome de *ProgTemp-Dissertação-01-v01.vi*. A rotina *GeraPulsos-Dissertação-01-v01.vi* foi utilizada para gerar pulsos com largura de 4 ms em intervalo de 30 ms e esses disponibilizados no pino 2 da placa de aquisição (PFI 12) para excitação do LED. A rotina *AquisiçãoDados-Dissertação-01-v01.vi* foi utilizada para aquisição do sinal elétrico do amplificador operacional e do termopar. As conexões das saídas do fotodetector e do termopar foram feitas no bloco de conexão CB-68LP e entre o bloco e à placa de aquisição realizada com um cabo SHC68 de 68 vias. O sinal elétrico da saída do amplificador operacional foi aplicado na entrada AI 0 da placa de aquisição (entradas 68 e 34) configurada como entrada diferencial para valores máximo de 10V e mínimo de -10V. A entrada AI 1 (entrada 33 e 66) da placa de aquisição foi configurada para receber o sinal elétrico de um termopar Tipo K para uma faixa de temperatura de 0 a 100°C, e a entrada 11 (PFI 0) utilizada como referência de *trigger* para início da aquisição do sinal recebido na entrada diferencial AI 0. O sinal de *trigger* foi obtido usando uma amostra do sinal produzido na saída 2. O painel frontal do Instrumento Virtual desenvolvido para o sensor óptico de temperatura é representado na figura 4.41. Na tela principal foi possível selecionar as seguintes opções: arranjo experimental, indicação de temperatura, tempo de resposta, visualização do sinal de fluorescência, calibração e linearização.

A opção “sinal do sensor” foi utilizada para visualizar o sinal após a aquisição. A aquisição foi iniciada com uma transição de nível alto para nível baixo do pulso de excitação. O sinal recebido do sensor óptico foi digitalizado com 500 pontos a uma taxa de 20000 Hz e o *trigger* realizado no segundo ponto após a transição do pulso de excitação de nível alto para nível baixo (Figura 4.42).

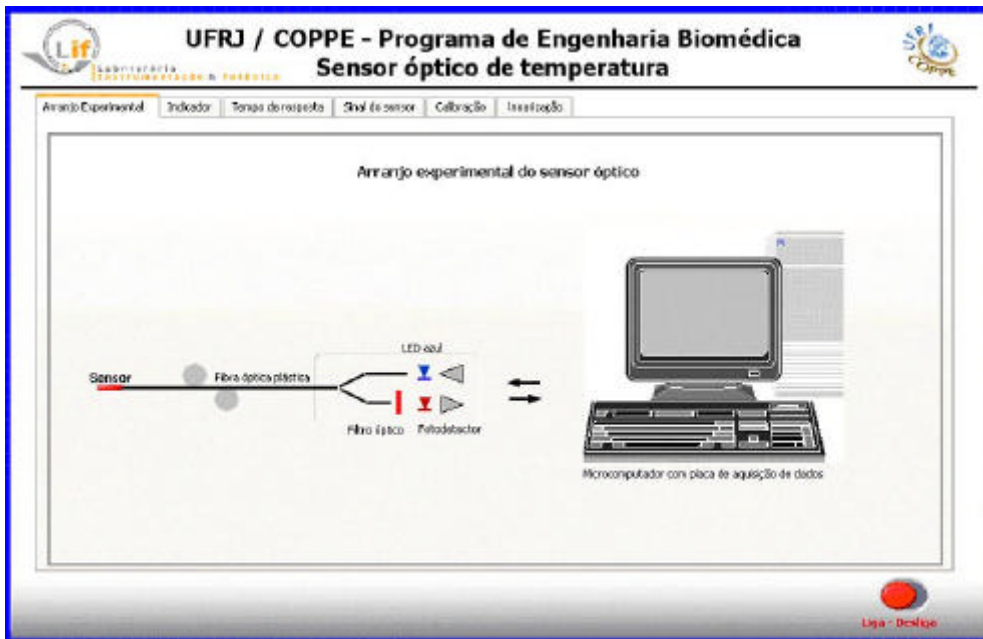


Figura 4.41: O painel frontal do Instrumento Virtual desenvolvido para o sensor óptico de temperatura.

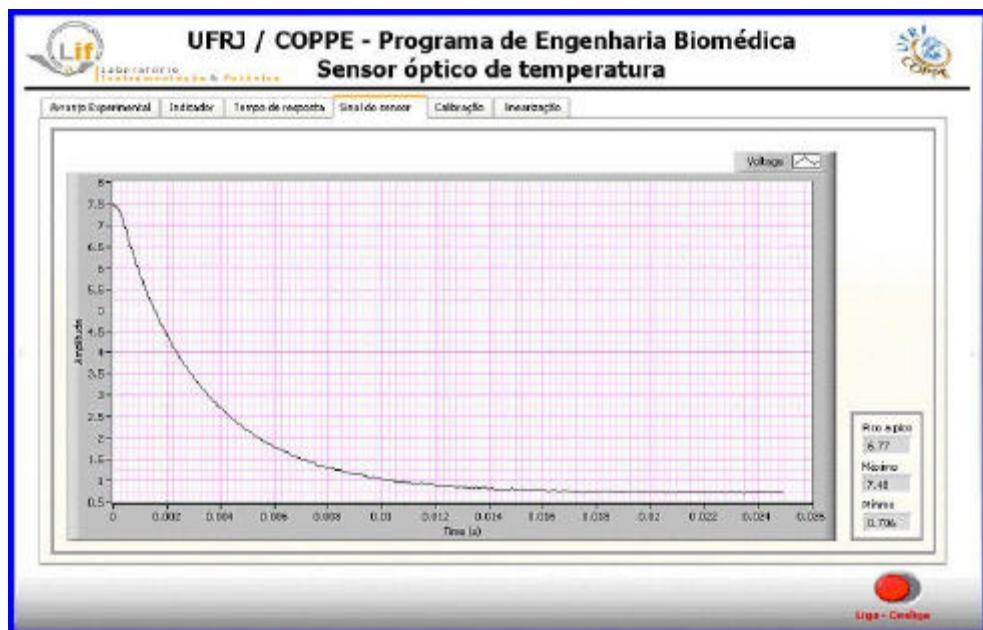


Figura 4.42: Sinal recebido do sensor óptico, após o pulso de excitação, digitalizado com 500 pontos a uma taxa de 20000 Hz.

A técnica utilizada na opção “calibração” consiste em relacionar o tempo de decaimento da exponencial (t) entre dois intervalos de tempo com a temperatura (Figura 4.43). Do sinal recebido do sensor óptico foi obtido os pontos de mínima amplitude. A rotina possui um bloco para criar uma sub matriz com 100 pontos da exponencial. De

cada ponto dessa exponencial foi subtraído ponto a ponto o valor mínimo do sinal obtido inicialmente. O primeiro ponto da exponencial para efeito de cálculo do tempo de decaimento (t) e indicação do tempo inicial (t_0) foi o décimo primeiro ponto e o último o centésimo décimo ponto com tempo (t).

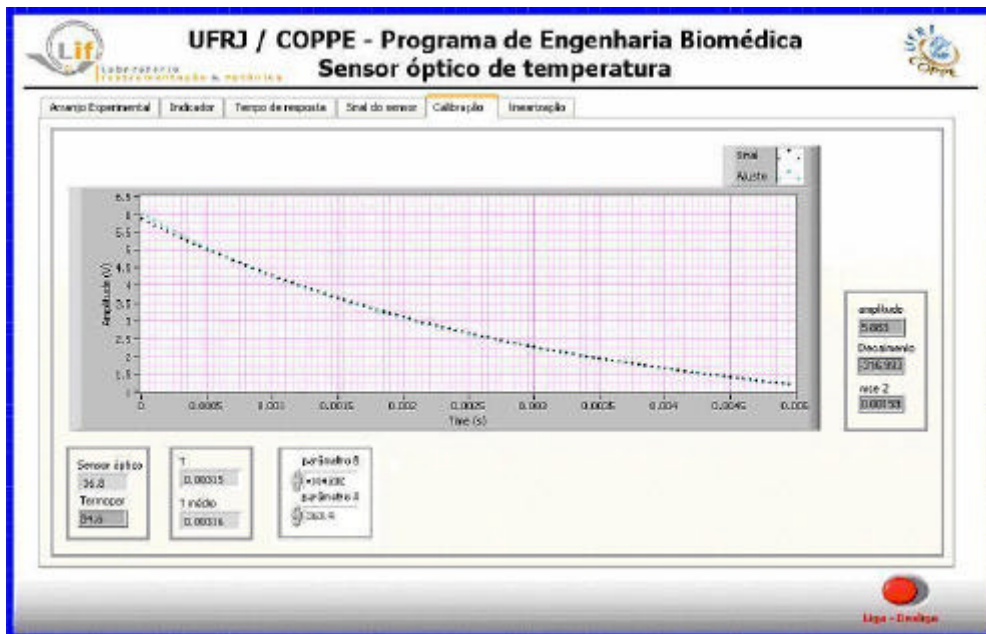


Figura 4.43: Exponencial obtida entre o tempo (t_0) e (t).

A opção “indicador” apresenta a temperatura registrada pelo sensor óptico (Figura 4.44).

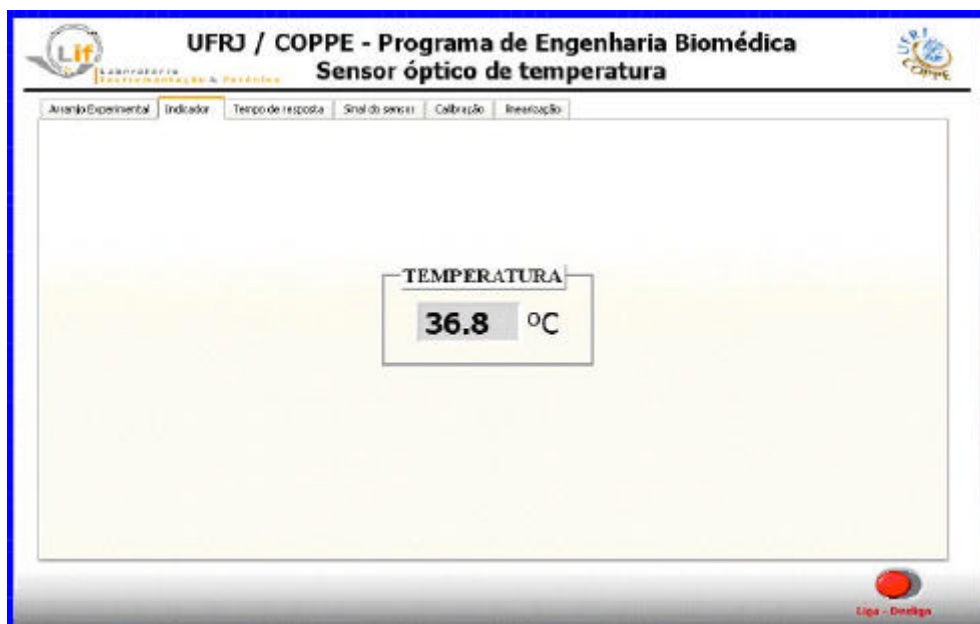


Figura 4.44: Indicador de temperatura do instrumento virtual.

Para rápida resposta, uma média móvel com cinco amostras foi implementada no algoritmo. Isso corresponde 20 atualizações por segundo no indicador do Instrumento Virtual.

A opção “linearização” disponível no painel frontal foi uma outra técnica implementada para determinação da temperatura. (Figura 4.45). A técnica consiste em aplicar o logaritmo natural em cada ponto da exponencial e ajustar uma reta para os novos valores, obter o coeficiente linear e coeficiente angular da reta e correlacionar a inclinação da reta com a temperatura.

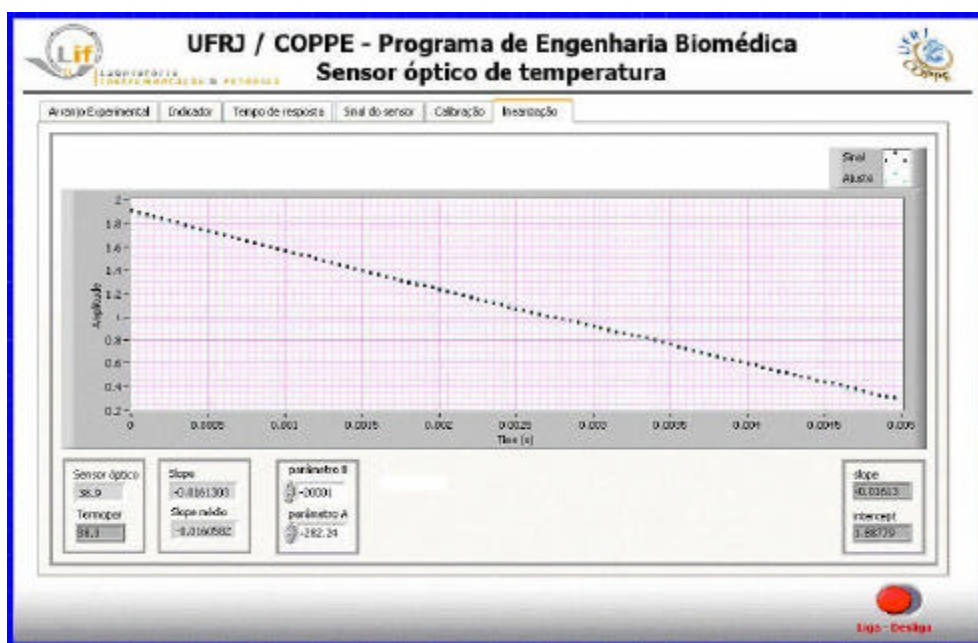


Figura 4.45: Linearização da exponencial obtida entre o tempo (t_0) e (t).

As medições foram realizadas utilizando os mesmos instrumentos de medições, nas mesmas condições, no mesmo local, com repetições em curtos intervalos de tempo e temperatura ambiente de 23°C. Foram realizadas consecutivas medições com o sensor óptico, termopar Tipo K e o termômetro SalvTerm 120 inseridos no interior do banho térmico, na mesma altura, com temperaturas variando de 50°C a 35°C, decrementando de 0,5°C em 0,5°C. As medições do t , inclinação, temperatura do termopar e temperatura do SalvTerm 120 foram feitas simultaneamente e os dados gravados em arquivos digitais para posterior análise e calibração do sensor.

O Instrumento virtual foi calibração e utilizado no procedimento a seguir para verificar o tempo de resposta do sensor óptico. O procedimento adotado para verificar o tempo de resposta para um degrau de temperatura foi utilizar uma garrafa térmica com capacidade para 250 ml, inicialmente vazia, com um pequeno recipiente de isopor no

fundo com capacidade de 1 a 5 ml de água em uma temperatura inicial T_1 , inserir o sensor óptico e o termopar, iniciar a aquisição dos dados e em seguida adicionar 250 ml de água com uma temperatura final desejada (T_2). O sensor foi inserido junto com o termopar Tipo K no recipiente de isopor com 1 ml de água com uma temperatura inicial de 45°C. A aquisição dos dados foi iniciada utilizando a opção tempo de resposta do Instrumento Virtual desenvolvido em *LabView Express 7.0*. Em seguida, utilizando uma segunda garrafa térmica com capacidade de 250 ml de água, uma mistura de água com gelo picado a uma temperatura de 0°C foi adicionada na primeira garrafa com o sensor e o termopar. Os dados foram armazenados em arquivos para posterior análise. O procedimento para o degrau positivo de temperatura foi o mesmo, apenas alterando a temperatura inicial do líquido no recipiente dentro da primeira garrafa e a temperatura final (conteúdo da segunda garrafa).

Considerando que no instante $t = 0$ o sensor está numa temperatura T_1 e é resfriado com o líquido de temperatura $T_2, < T_1$, O sensor trocará calor com o meio até atingir a temperatura final T_2 . O calor que o sensor perde é igual à variação de energia interna do sensor (ARAÚJO, 1978), ou seja:

$$-hA_s(T_1 - T_2) = rVc \frac{dT}{dt} \quad (4.1)$$

Onde A_s a superfície de contato e h é o coeficiente de condutância, ou seja, condutância da camada formada entre o sensor e o fluido. Essa camada tem espessura variável e depende da velocidade do fluido sobre a superfície.

sendo

$$\mathbf{q} \equiv T - T_2 \quad (4.2)$$

e considerando ($d\mathbf{q}/dt = dT/dt$), segue-se

$$\frac{rVc}{hA_s} \frac{d\mathbf{q}}{dt} = -\mathbf{q} \quad (4.3)$$

Separando as variáveis e integrando desde as condições de contorno inicial, na qual $t = 0$ e $T(0) = T_1$, teremos:

$$\frac{rVc}{hA_s} \int_{q_1}^q \frac{dq}{q} = - \int_0^t dt \quad (4.4)$$

onde

$$q_1 \equiv T_1 - T_2 \quad (4.5)$$

Fazendo as integrações

$$t = \frac{rVc}{hA_s} \ln \frac{q_1}{q} \quad (4.6)$$

ou

$$\frac{q}{q_1} = \frac{T - T_2}{T_1 - T_2} = e^{-\left(\frac{hA_s}{rVc}\right)t} \quad (4.7)$$

O resultado indica que a diferença entre a temperatura do sensor e a temperatura do líquido diminui exponencialmente. Sendo a temperatura do sensor uma evolução de T_1 para T_2 , conforme a Figura 4.46, a grandeza $\left(\frac{rVc}{hA_s}\right)$ pode ser interpretada como a constante de tempo térmica (DE WITT, 1992). Esta constante pode ser representada como

$$t_1 = \left(\frac{1}{hA_s}\right) (rVc) = R_t C_t \quad (4.8)$$

Onde R_t é a resistência à transferência convectiva de calor e C_t a capacitância térmica. O modelo análogo é apresentado na Figura 4.47 quando um capacitor se descarrega num circuito RC .

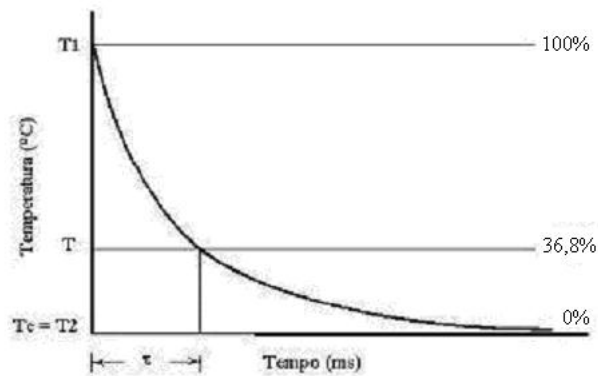


Figura 4.46: Curva de variação da temperatura para valor inicial T_1 e valor final T_2 .

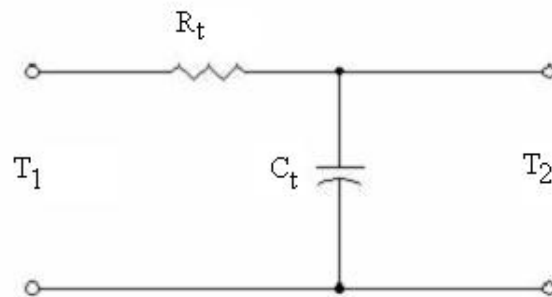


Figura 4.47: Equivalente elétrico do sensor.

Terminada as medições para determinação do tempo de resposta, foram realizados experimentos utilizando os mesmos equipamentos, no mesmo local, nas mesmas condições e temperatura ambiente de 23°C , com medições consecutivas em curtos intervalos de tempo entre os conjuntos de medições. O procedimento foi adotado para garantir as condições de repetitividade (DE OLIVEIRA, 2001).

Os experimentos foram realizados escolhendo seis pontos de temperatura entre 34°C e 45°C . Os pontos de temperatura foram estabelecidos utilizando um banho termostático com bomba de circulação e controle de rampas e patamares, modelo Q-214S2 (fabricante QUIMIS) tendo como referência para a indicação dos pontos de medições o termômetro calibrado Salvterm 120. Em cada ponto de temperatura foram realizados três conjuntos de medições consecutivas, com 120 repetições cada conjunto, utilizando o *software* de aquisição de dados desenvolvido em *LabView 7.0 Express*. Os dados foram armazenados em arquivos digitais para posterior análise.

CAPÍTULO V

5 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos nos experimentos realizados.

5.1 Resultados da primeira montagem experimental

Os resultados da primeira montagem experimental, utilizando uma fibra óptica plástica fluorescente como elemento sensor, com a potência óptica da fibra luminescente *versus* a temperatura são apresentados a seguir. Os gráficos foram traçados utilizando o *software Microcalc™ Origin Working Model 7.0*.

O espectro de transmissão da fibra óptica plástica fluorescente (FPOF) apresentou um pico de fluorescência em torno de 495,85 nm à temperatura de 26°C (Figura 5.1).

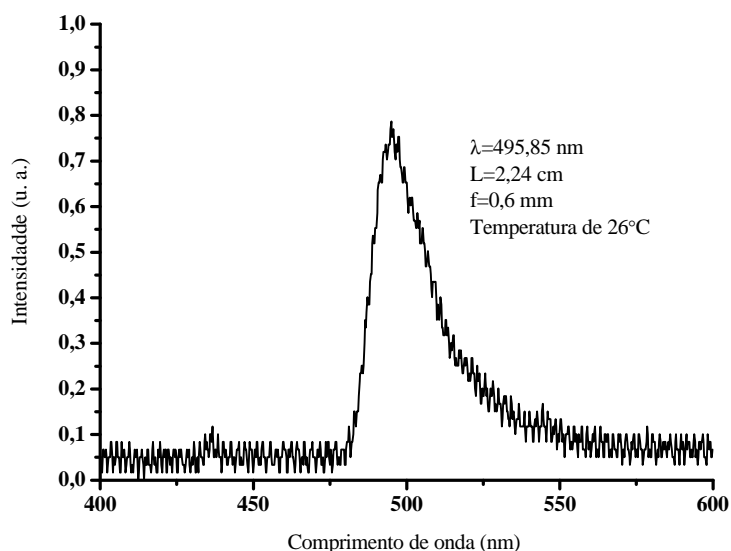


Figura 5.1: Espectro de fluorescência da fibra óptica plástica centrado em 495,85 nm para temperatura de 26°C.

A Figura 5.2 mostra o espectral da fluorescência variando a temperatura no sensor. Pode-se observar que o sinal de fluorescência sofreu variação na intensidade óptica em função da temperatura.

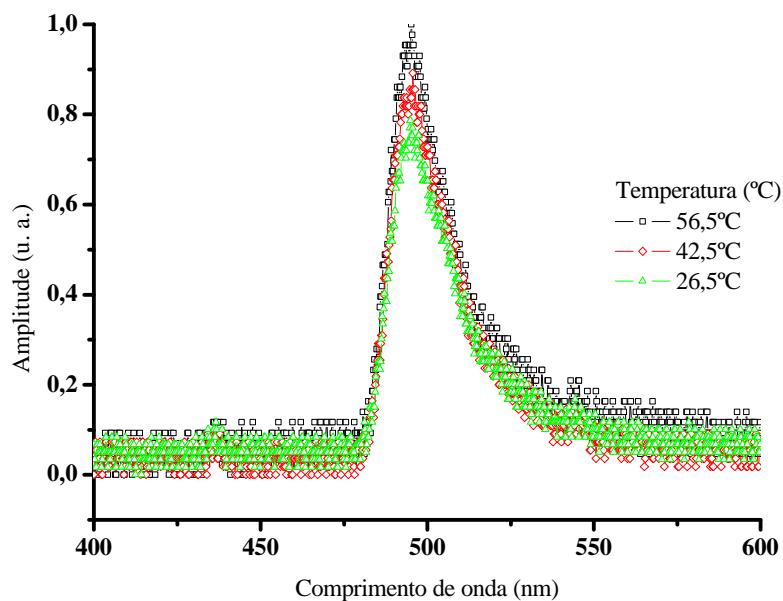


Figura 5.2: Intensidade da fluorescência da FPOF para 26°C, 42,5°C e 56,5°C.

Na segunda etapa da primeira montagem experimental observou-se uma variação da potência óptica em função da temperatura, porém, não houve dependência espectral do sinal de fluorescência com a temperatura. A Figura 5.3 apresenta os picos espectrais em um gráfico normalizado mostrando que não há qualquer dependência espectral.

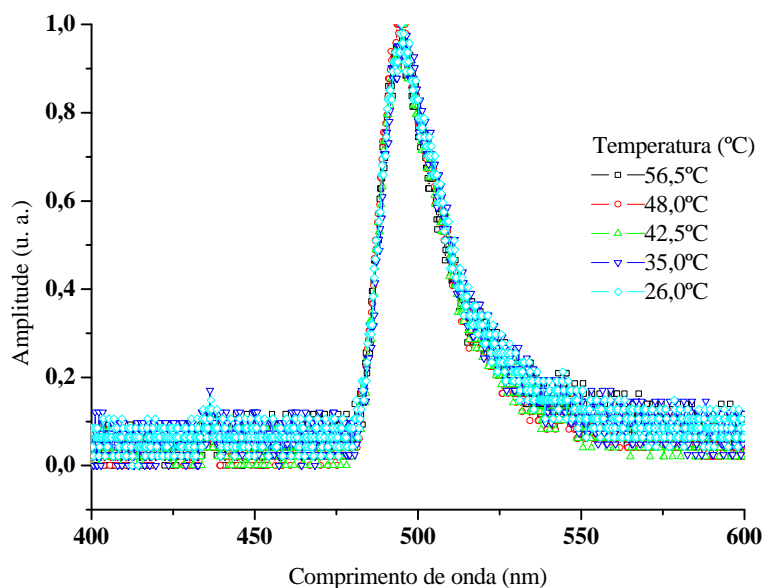


Figura 5.3: Espectros de fluorescência da fibra óptica plástica para diversas medições incrementando a temperatura de 26°C a 56,5°C.

Na terceira etapa do experimento foi utilizado um *optometer* com dois canais. Os resultados representados pela relação do canal de referência (CH1) dividido pelo canal do mensurando (CH2) são representados na Figura 5.4, a finalidade foi diminuir a dependência do sinal medido com a variação da fonte de excitação. O gráfico foi traçado utilizando o programa *Microcalc™ Origin Working Model 7.0* a partir dos dados experimentais da Tabela A1 (Apêndice A).

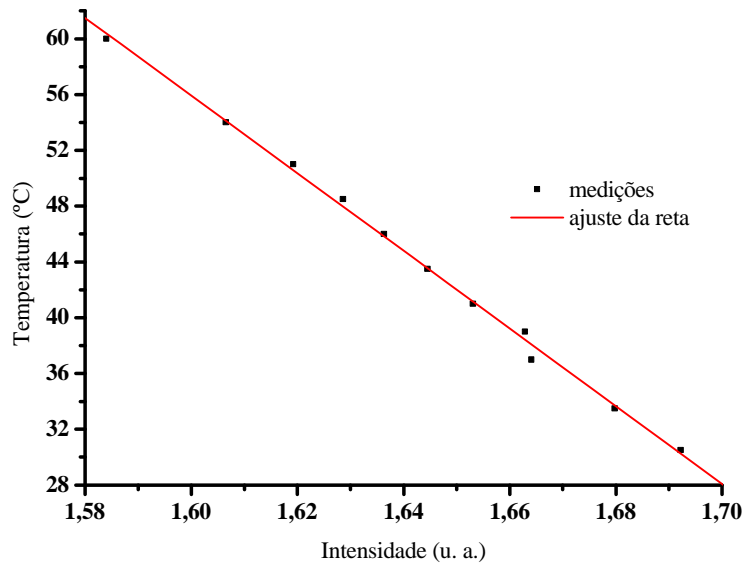


Figura 5.4: Variação da amplitude do sinal (CH1/CH2) em função da temperatura na fibra óptica fluorescente.

Tabela 5.1: Regressão linear para os dados da Figura 5.4 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro
A	501,46906	8,144
B	-278,46295	4,95641

R	SD	N	P
-0,99858	0,50429	11	<0,0001

Observou-se uma diminuição do sinal dado pela relação CH1 dividido por CH2 com o aumento da temperatura na fibra óptica plástica fluorescente (FPOF). Neste método a potência óptica de saída do sensor sofre alteração se a fonte de excitação sofrer uma variação na intensidade. Portanto um outro método foi proposto de forma que o sinal de saída não dependa da intensidade da fonte de excitação.

5.2 Resultados da segunda montagem experimental

A segunda montagem experimental foi realizada para investigar o tempo de decaimento da fluorescência da FPOF, contudo, devido ao rápido decaimento da fluorescência e a baixa intensidade do sinal, não foi possível determinar o tempo de decaimento, pois se acredita que o fotodetector utilizado não foi sensível e rápido suficiente para captar o sinal. Conseqüentemente, a solução encontrada foi substituir a FPOF por um material com tempo de decaimento maior e espectro de absorção e fluorescência na faixa do visível. O material adotado para substituir a FPOF foi um cristal de rubi, pois possui as características descritas acima e atende o critério de biocompatibilidade.

5.3 Resultados da terceira montagem experimental

A terceira montagem experimental foi realizada utilizando um transdutor construído com um cristal de rubi como sensor. A seguir são apresentados os resultados da primeira etapa da terceira montagem experimental. O cristal ao ser bombeado opticamente com uma fonte de luz com comprimento de onda de 465 nm produziu um sinal de fluorescência, o sinal foi captado por um fotodetector, amplificado com um Amp. Op. e digitalizado com um osciloscópio (Figura 5.5).

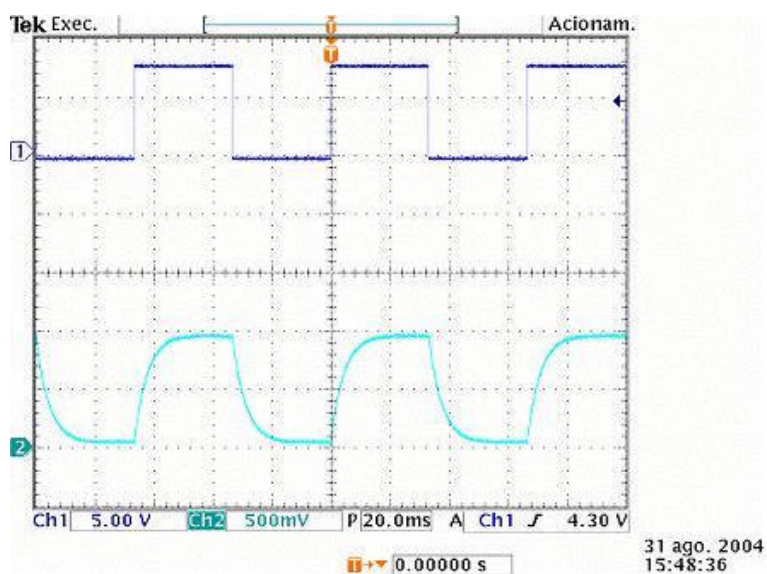


Figura 5.5: Sinal de resposta obtido após a excitação do sensor com um sinal de onda quadrada. É mostrado na parte de acima da tela a forma de onda do sinal aplicado no sensor e abaixo o sinal de fluorescência que retorna do sensor.

As vantagens na utilização do cristal de rubi foram os espectros de absorção e fluorescência coincidirem com as janelas de menores atenuações da fibra óptica plástica PMMA (absorção de 400 a 550 nm e fluorescência em torno de 695,3 nm) e o tempo de decaimento da fluorescência.

O sinal de excitação foi aplicado diretamente no fotodetector utilizando uma fibra óptica com 30 cm de comprimento com o objetivo de verificar se o sistema causa decaimento no sinal de entrada. Sem o sensor e empregando uma POF diretamente entre o LED e fotodetector o sinal captado foi o da figura 5.6, mostrando que o circuito não produz decaimento no sinal aplicado diretamente no fotodetector.

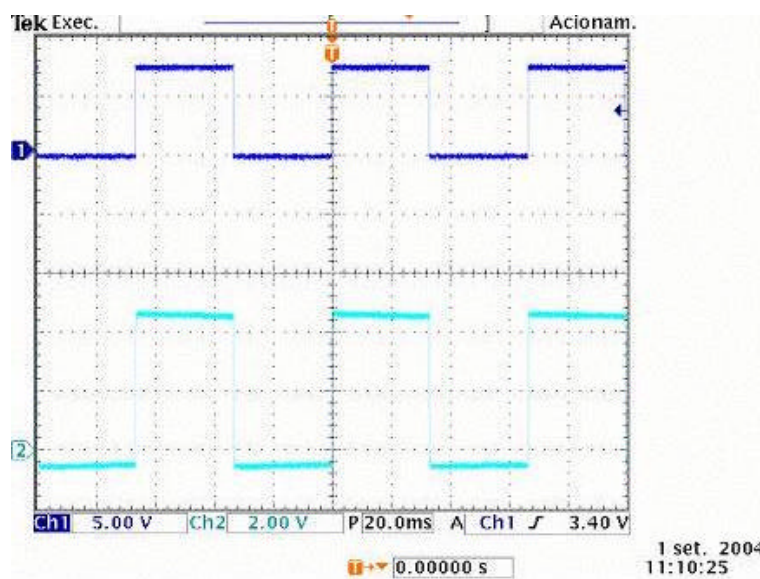


Figura 5.6: Sinal obtido com a aplicação direta no amplificador. É mostrado na parte de acima da tela a forma de onda do sinal aplicado diretamente no amplificador e abaixo o sinal de saída do amplificador.

Antes de realizar os experimentos envolvendo medições de temperaturas foi calibrado o termômetro utilizado como padrão (Salvterm 120) para servir de referência na determinação do valor convencional de temperatura. A Figura 5.7 apresenta a reta de calibração do termômetro Salvterm 120 comparado com o padrão usado no Laboratório Metrológico de Temperatura conforme certificado de calibração constante do Apêndice C. A incerteza expandida $U(x_i)$ de medição declarada para o termômetro Salvterm foi de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ para a faixa de -30 a 180°C baseada em incerteza padronizada $m(x_i)$ multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, com um nível de confiança de aproximadamente 95 %.

O que significa que a incerteza padrão $m(x_i)$ do termômetro é de $0,1^\circ\text{C}$, ou seja, o valor da incerteza expandida ($0,2^\circ\text{C}$) dividido pelo fator de abrangência ($k = 2$).

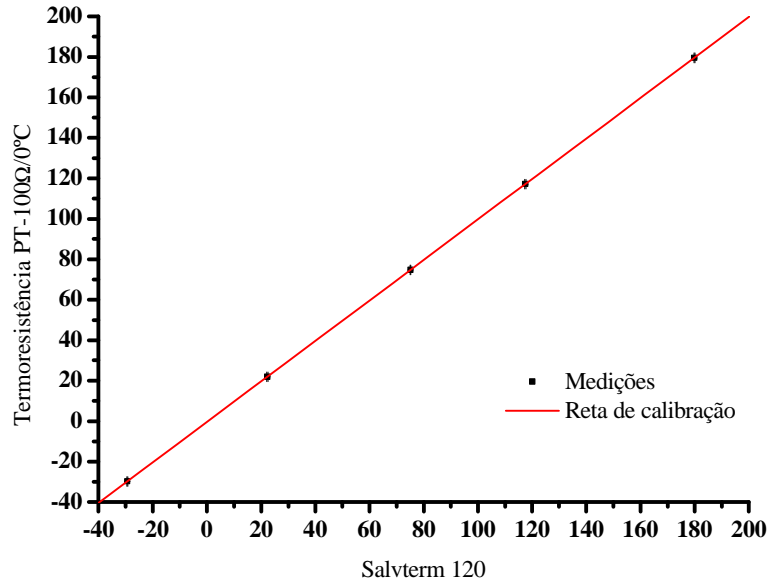


Figura 5.7: Reta de calibração do Termômetro Salvterm 120 comparado com uma termoresistência PT-1000/0°C.

Tabela 5.2: Regressão linear para os dados da Figura 5.7 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro	
A	-0,382315	0,02046	
B	1,000579	1,984067E-4	
R	SD	N	P
1	0,032279	5	<0,0001

Foram realizadas as medições e verificou-se a dependência do sinal de resposta do cristal de rubi com a variação da temperatura. A Figura 5.8 mostra as formas de ondas normalizadas, obtidas com o osciloscópio *Tektronix* modelo TDS 410A, do sinal da fluorescência em função da temperatura no elemento sensor. A particular relevância é o tempo de subida e o tempo de queda do sinal observado.

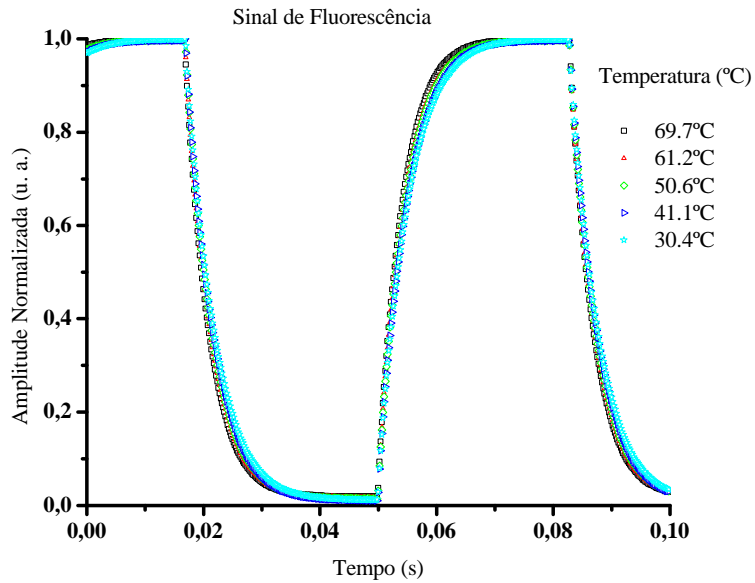


Figura 5.8: Sinal de fluorescência do rubi variando a temperatura de 68°C até 30°C.

Utilizando o *software Microcalc™ Origin Working Model 7.0* foram analisados os tempos de decaimento de cada sinal em função da temperatura e observou-se que o tempo de decaimento diminui com o aumento da temperatura. A Figura 5.9 mostra o decaimento da fluorescência, em um gráfico normalizado, em função da temperatura no elemento sensor.

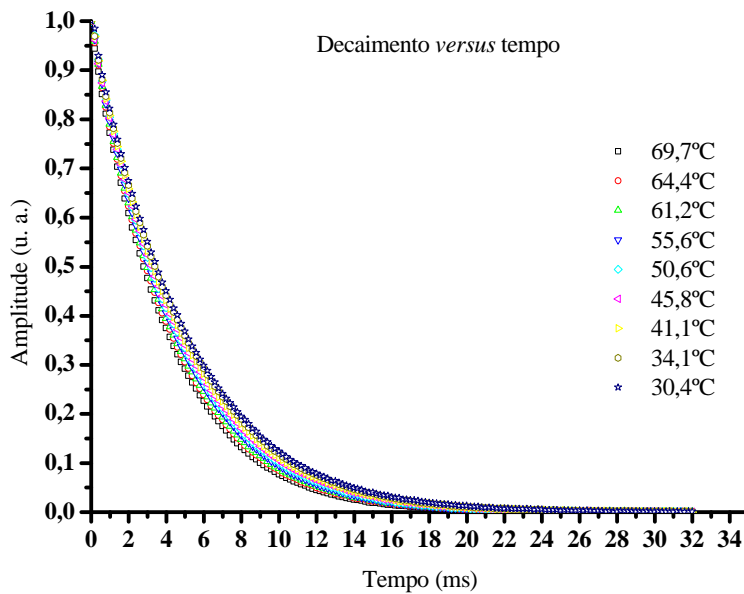


Figura 5.9: Decaimento da fluorescência do rubi variando a temperatura de 68°C até 30°C.

Tempos maiores correspondem a temperaturas menores.

A Figura 5.10 apresenta a relação do tempo de decaimento *versus* temperatura obtida utilizando um sensor construído de um cristal de rubi com 2 mm x 2 mm x 1 mm, fixado na ponta de duas POF.

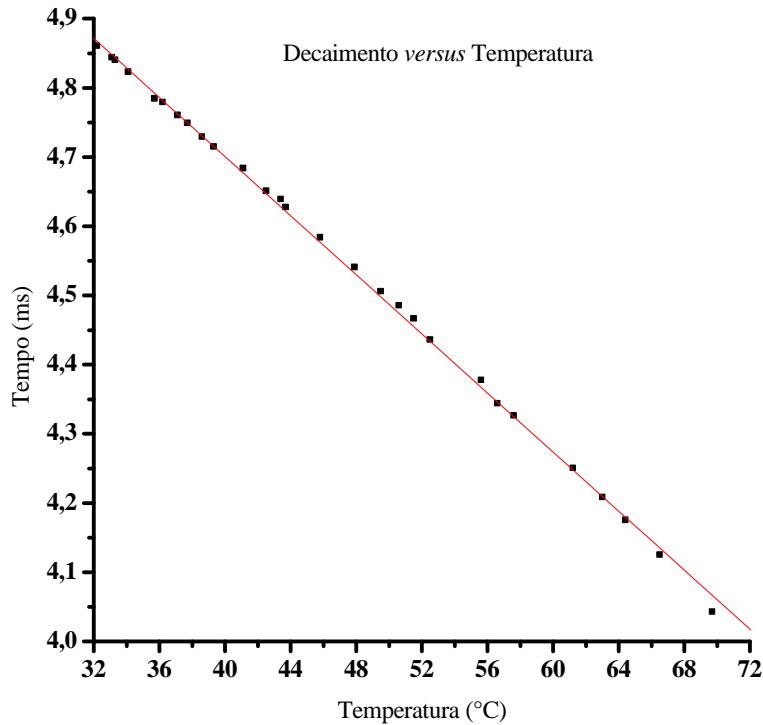


Figura 5.10: Decaimento da fluorescência do rubi versus temperatura aplicada.

Tabela 5.3: Regressão linear para os dados da Figura 5.10 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro	
A	5,55481	0,00579	
B	-0,02135	1,2291E-4	
R	SD	N	P
-0,99952	0,00781	31	<0,0001

Os resultados apresentados a seguir foram obtidos utilizando uma única fibra óptica e um cristal de rubi como elemento sensor. A aquisição e processamento de dados foram realizados utilizando um *software LabView 7.0 Express* instalado em um microcomputador equipado com uma placa de aquisição NI-6220 da *National Instrument* e a medição da temperatura utilizando um termômetro Salvterm 120 e um termopar Tipo K.

A Figura 5.11 representa a comparação entre o termopar e o termômetro Salvterm 120, que foi realizada com a finalidade de verificar qual a diferença da medição do termopar Tipo K em relação à temperatura registrada pelo termômetro Salvterm 120, considerado como padrão de referência do LIF (Laboratório de Instrumentação e Fotônica) tendo por objetivo a sua utilização com a placa de aquisição de dados para calibração do sensor óptico e determinação do tempo de resposta do sensor óptico.

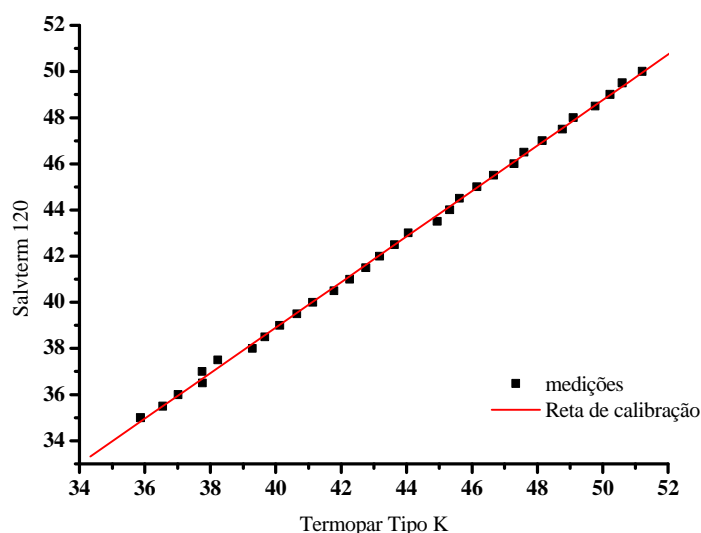


Figura 5.11: Representa a comparação entre o termopar e o termômetro Salvterm 120.

Tabela 5.4: Regressão linear para os dados da Figura 5.11 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro	
A	-0,516268	0,244679	
B	0,985562	0,005576	
R	SD	N	P
0,999536	0,140807	31	<0,0001

Além do procedimento descrito, foi necessário caracterizar um filtro e construir um dispositivo óptico para garantir que a resposta captada pelo fotodetector tivesse mínimo sinal da fonte de excitação. Portanto, foi levantado o espectro de transmissão de um filtro óptico plástico vermelho com 0,2 mm de espessura. O sistema óptico (fonte de luz *Oriel*, monocromador e fotodiodo de Si), filtros ópticos e LED azul COTCO apresentaram os espectros de transmissões mostrados na Figura 5.12.

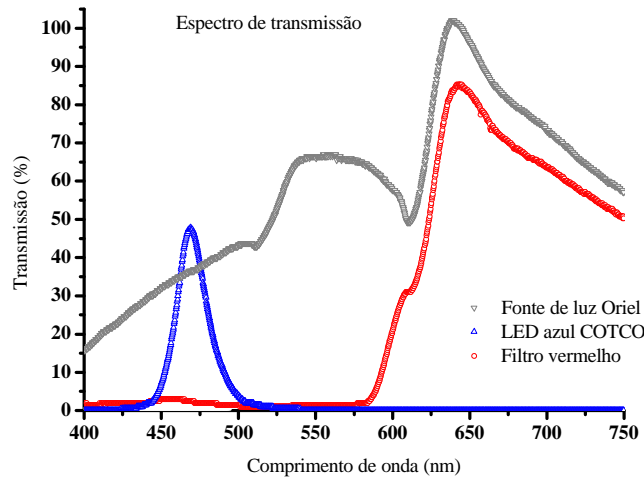


Figura 5.12: Espectro da fonte de luz *Oriel*, LED azul COTCO e transmissão dos filtros ópticos caracterizados.

Em consequência do sistema óptico (monocromador e fotodiodo de Si) não ser um sistema ideal cada espectro encontrado foi normalizado. Os espectros normalizados do sistema óptico (luz *Oriel*, monocromador e fotodiodo de Si), dos filtros ópticos e LED azul COTCO são mostrados na Figura 5.13.

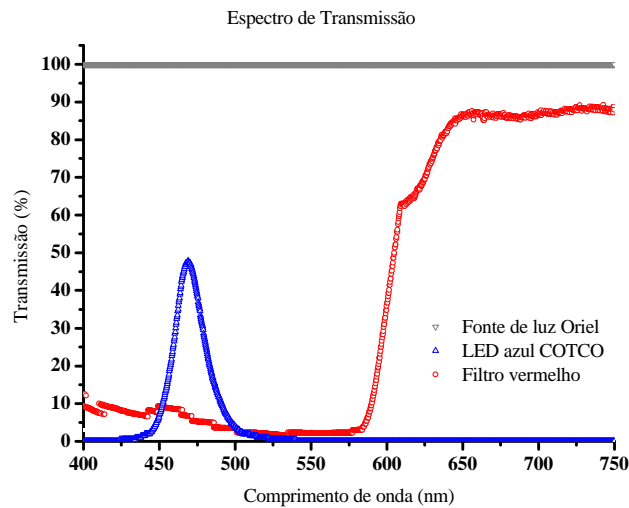


Figura 5.13: Espectros normalizados da fonte de luz *Oriel*, LED azul COTCO e transmissão dos filtros ópticos caracterizados.

A normalização de cada espectro foi realizada dividindo (ponto a ponto) o espectro caracterizado com o espectro do sistema (fonte de luz *Oriel*, monocromador e

fotodiodo de Si). A Figura 5.14 mostra o espectro do LED azul COTCO e transmissão do filtro óptico vermelho.

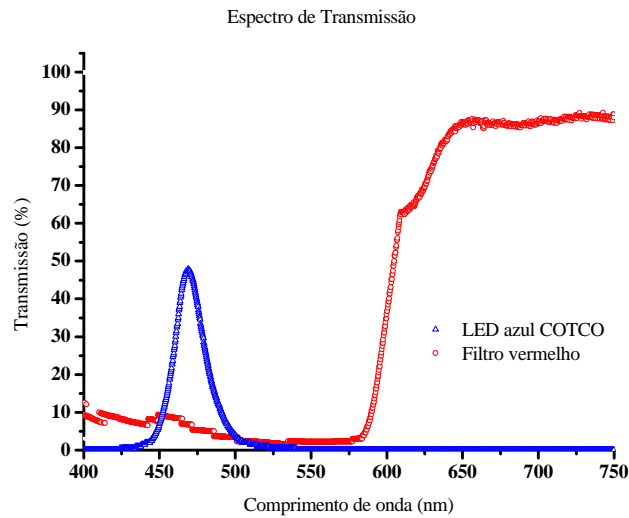


Figura 5.14: Espectros do LED azul COTCO e transmissão do filtro vermelho.

A Figura 5.15 mostra os espectros de absorção e emissão do rubi, espectro do LED azul COTCO e transmissão do filtro óptico vermelho.

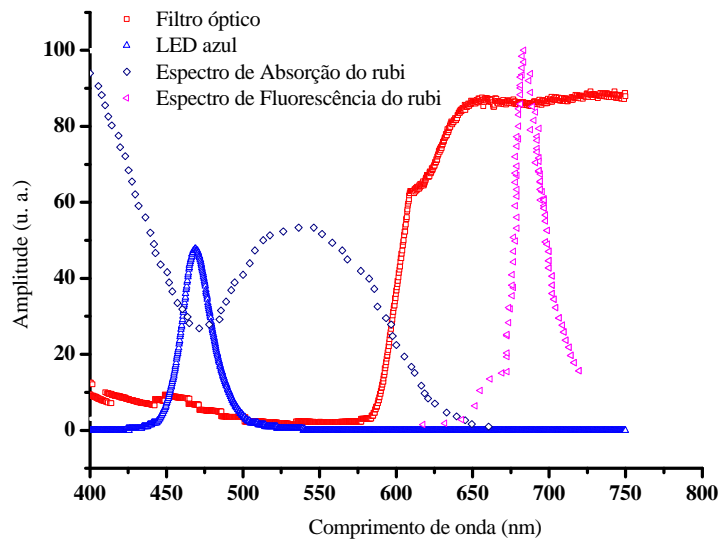


Figura 5.15: Espectros de absorção e emissão do cristal de rubi, LED azul COTCO e transmissão do filtro óptico.

As Figuras 5.16 e 5.17 mostram respectivamente o sinal elétrico da fluorescência do sensor sem e com o dispositivo de filtragem óptica. No detalhe (círculo no pico do

sinal elétrico da fluorescência) pode-se verificar que o decaimento da fluorescência sem o filtro é mais rápido que o sinal com o filtro óptico. Com o filtro óptico foi possível melhorar o sinal recebido, ou seja, um sinal sem a presença do pulso azul de excitação.

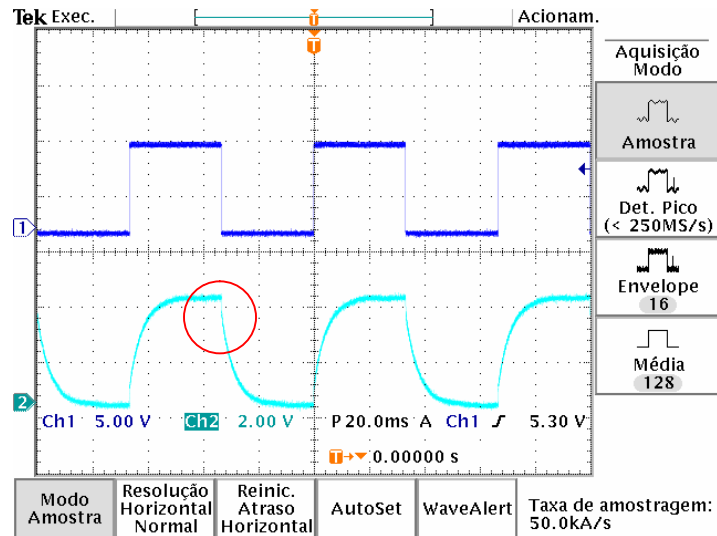


Figura 5.16: Sinal de fluorescência obtido sem o filtro óptico vermelho. No detalhe circulado em vermelho é mostrado o decaimento da fluorescência.

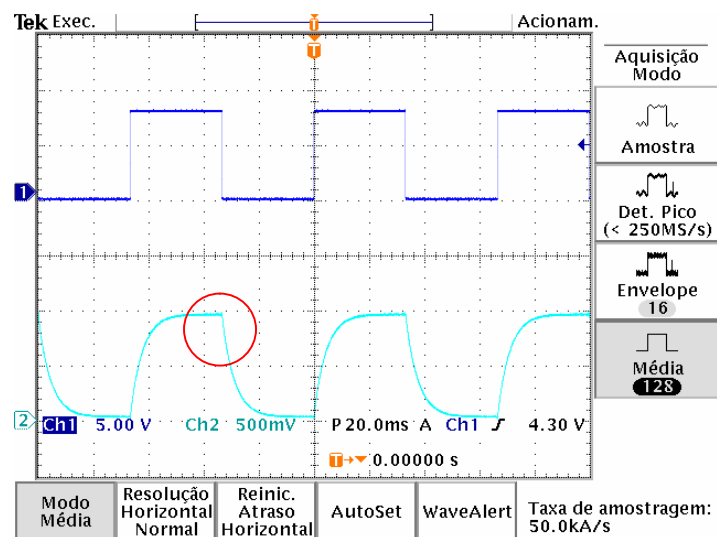


Figura 5.17: Sinal de fluorescência obtido com filtro óptico vermelho. No detalhe circulado em vermelho é mostrado o decaimento da fluorescência.

Desta forma, o sinal captado pelo fotodetector foi um sinal elétrico proporcional à fluorescência do sensor óptico com mínima presença do sinal de excitação azul (465 nm). Além da vantagem de facilitar a conexão do sensor óptico, o dispositivo garantiu um alinhamento das fibras ópticas mesmo após a introdução dos filtros ópticos plásticos entre elas.

As Figuras 5.18 e 5.19 representam 312 medições dos parâmetros t e $slope$, para temperatura variando de 50°C a 35°C, decrementando de 0,5°C em 0,5°C, utilizando como referência o termômetro SalvTerm 120 e o termopar Tipo K (Ambos introduzidos na mesma altura no interior do banho térmico).

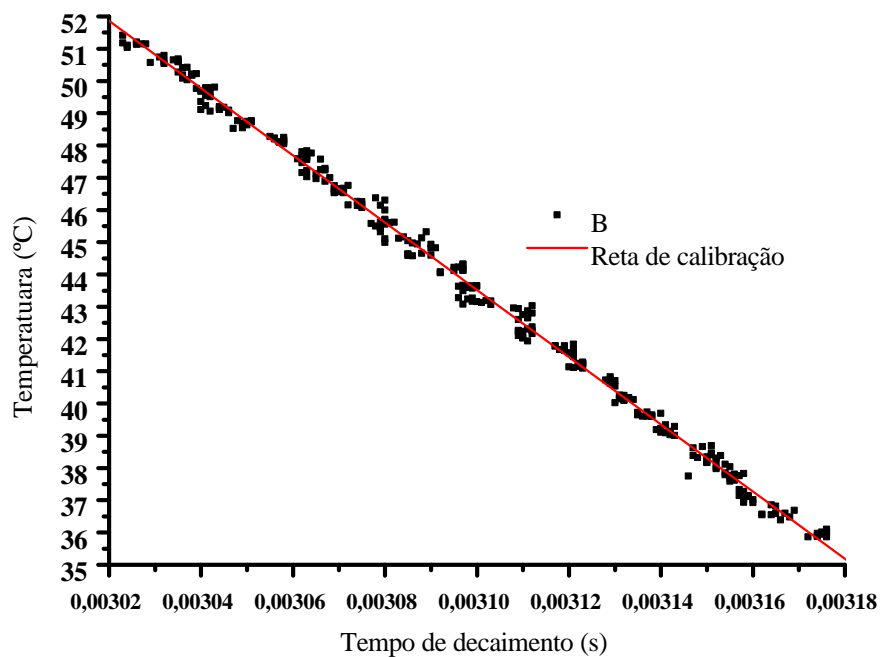


Figura 5.18: Reta de calibração do sensor óptico utilizando o parâmetro (t).

Tabela 5.5: Regressão linear para os dados da Figura 5.18 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro
A	366,54673154	1,10549234
B	-104201,19799277	356,70447327

R	SD	N	P
-0,99818857	0,27082629	312	<0,0001

Para cada ponto registrado pelo termômetro SalvTerm foram realizadas 10 medições com o termopar e o sensor óptico. Registrou-se o parâmetro (t) da

exponencial e o parâmetro (*slope*) da reta obtida. Com os dados e utilizando o *software Origin 7.0* traçaram-se dois gráficos, um com temperatura *versus* tempo de decaimento (*t*) e outro temperatura *versus* inclinação da reta (*slope*). Ajustou-se a reta de calibração para os valores obtidos, utilizando os respectivos parâmetros (*t* e *slope*) para determinação dos parâmetros A e B da reta dada pela equação 5.1.

$$Y = A + Bx \quad (5.1)$$

Onde: *Y* é a temperatura em Celsius e *x* o parâmetro (*t*) da exponencial para a Figura 5.18 ou o parâmetro (*slope*) para a Figura 5.19.

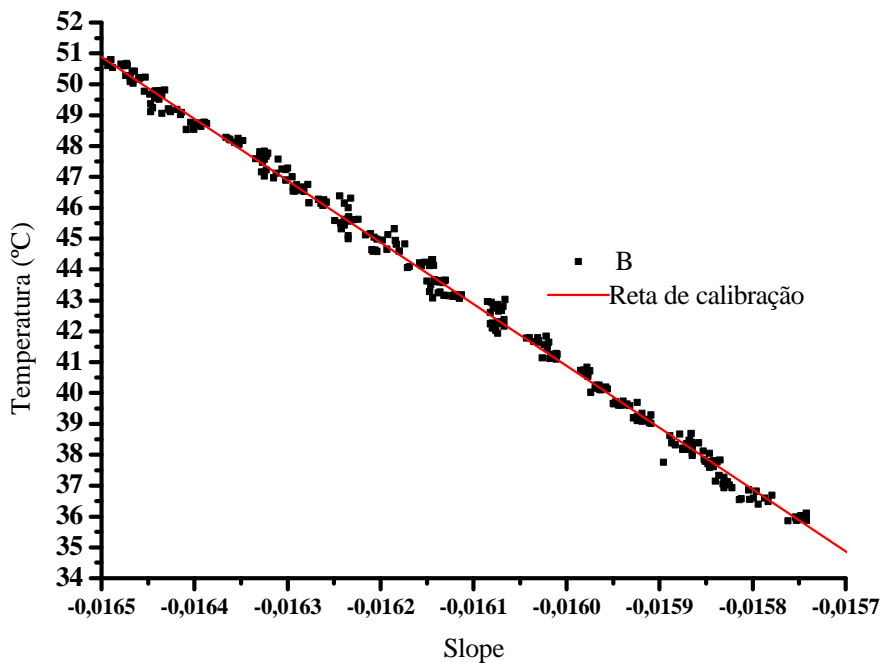


Figura 5.19: Reta de calibração do sensor óptico utilizando o parâmetro (*slope*).

Tabela 5.6 : Regressão linear para os dados da Figura 5.19 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro	
A	-279,14439182	1,12726587	
B	-20001,37709993	69,84461826	
R	SD	N	P
-0,99811527	0,27624609	312	<0,0001

O sensor óptico foi ajustado com os parâmetros A e B encontrados na Tabela 5.4 e 5.5 utilizando as duas técnicas (tempo de decaimento e linearização) para correção dos valores de medição. As Figuras 5.20 e 5.21 apresentam os valores registrados utilizando cada uma das técnicas.

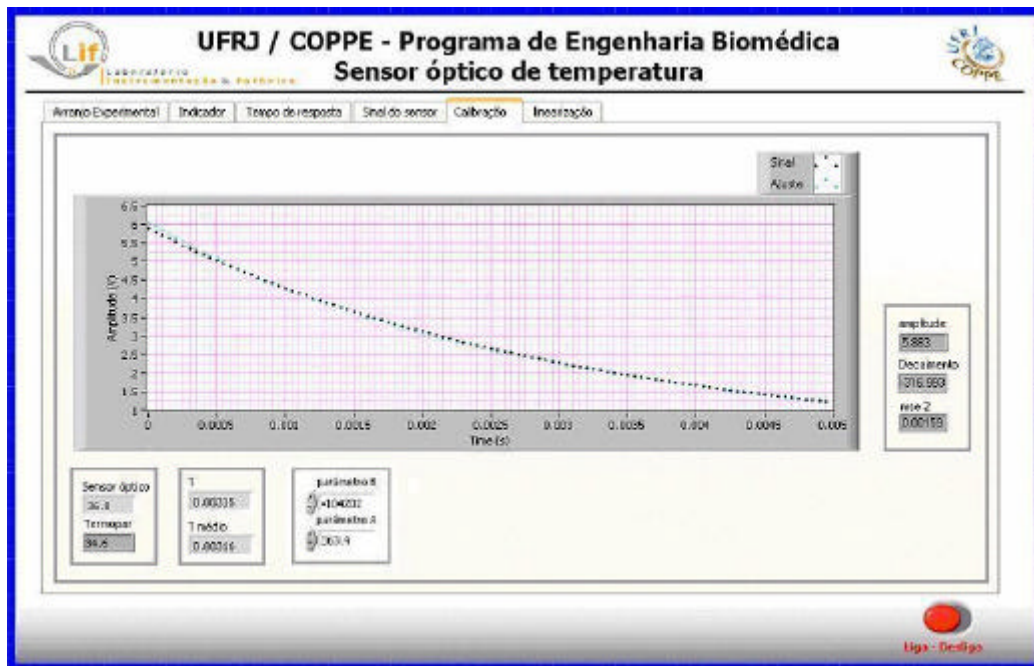


Figura 5.20: Ajuste do sensor óptico para conversão do tempo de decaimento em indicação de temperatura.

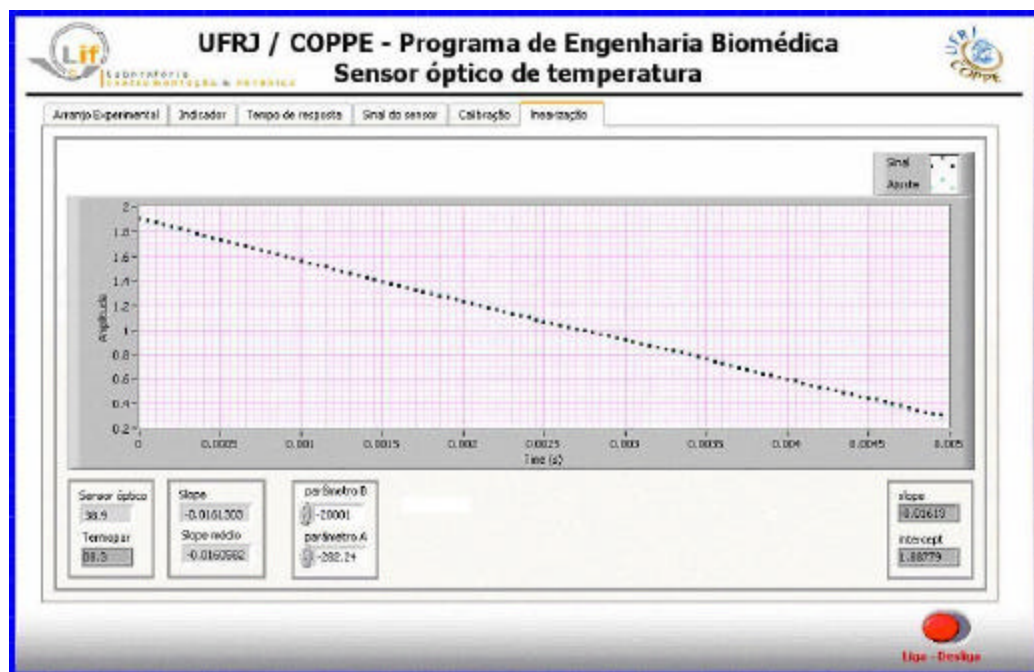


Figura 5.21: Ajuste do sensor óptico para conversão da inclinação da reta em indicação de temperatura.

A Figura 5.22 apresenta os valores registrados após ajustes dos parâmetros A e B utilizando cada uma das técnicas.

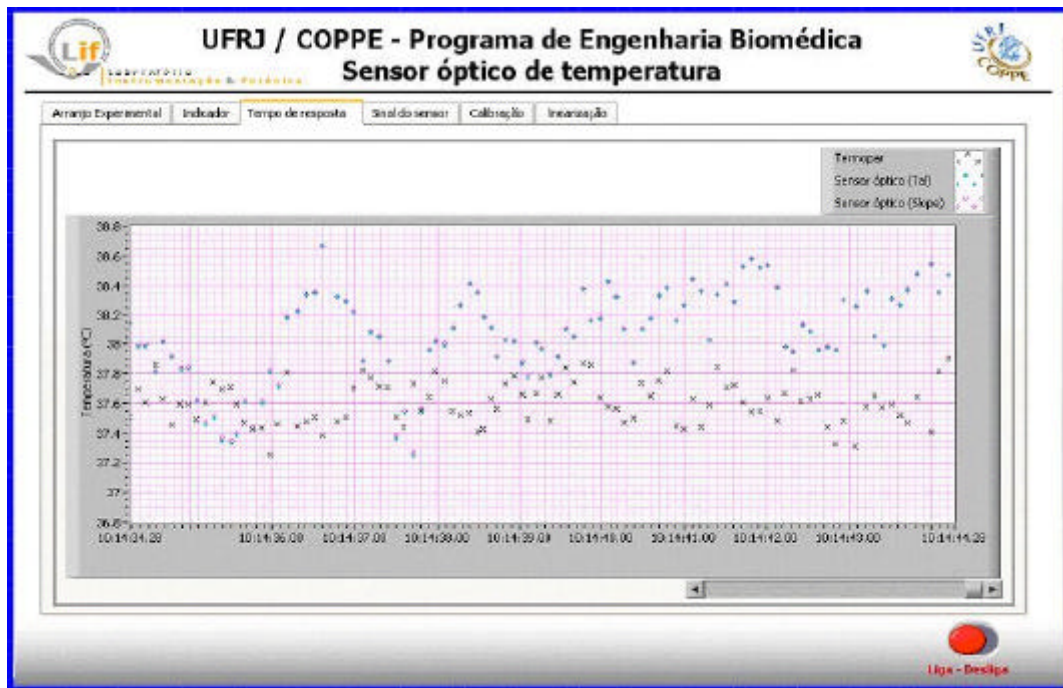


Figura 5.22: Indicação da temperatura do sensor após o ajuste nos parâmetros A e B na tela de calibração (utilizando a técnica do tempo de decaimento da exponencial) e na tela linearização utilizando a inclinação da reta. O símbolo (x) representa o termopar e as indicações do sensor óptico os símbolos (?) e (?).

Verificou-se que utilizando tanto uma técnica quanto a outra os valores de temperatura registrados pelo termômetro óptico são distribuídos com uma diferença constante e após a correção os valores são os mesmos.

A estabilidade das medições foi observada colocando o sensor em um banho com temperatura homogênea de 26°C (Figura 5.23).

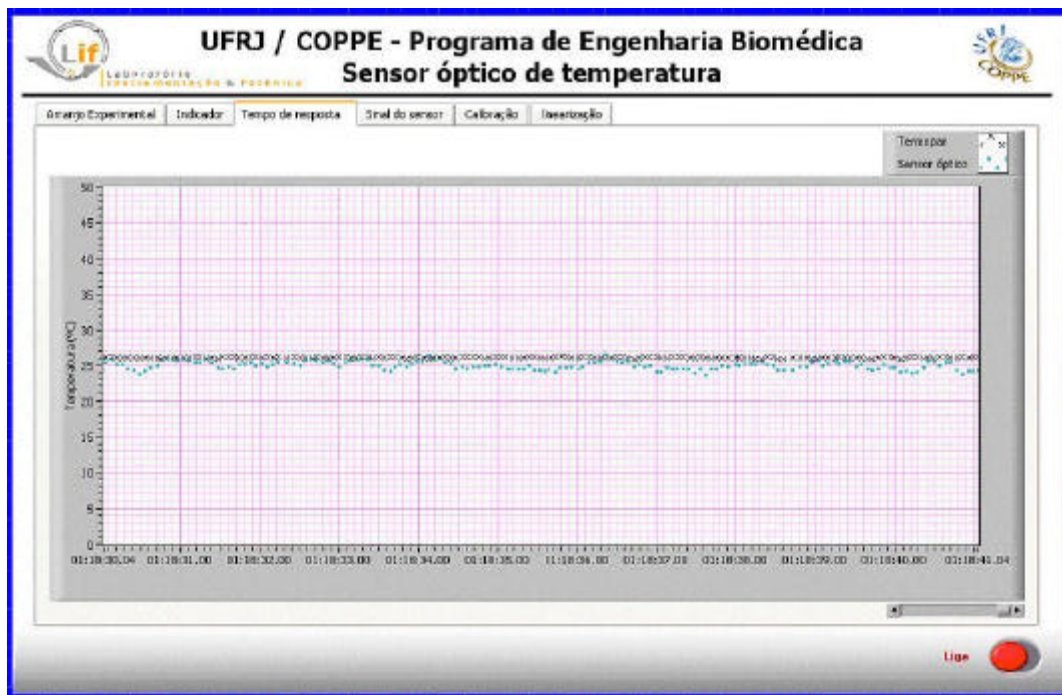


Figura 5.23: Distribuição de valores medidos pelo sensor óptico para uma temperatura constante de 34,6°C.

A Figura 5.24 representa a distribuição dos valores de temperatura registrada pelo sensor óptico para consecutivas medições em uma temperatura constante de 34,6°C durante um intervalo de tempo de 11,01 s utilizando a técnica do tempo de decaimento.

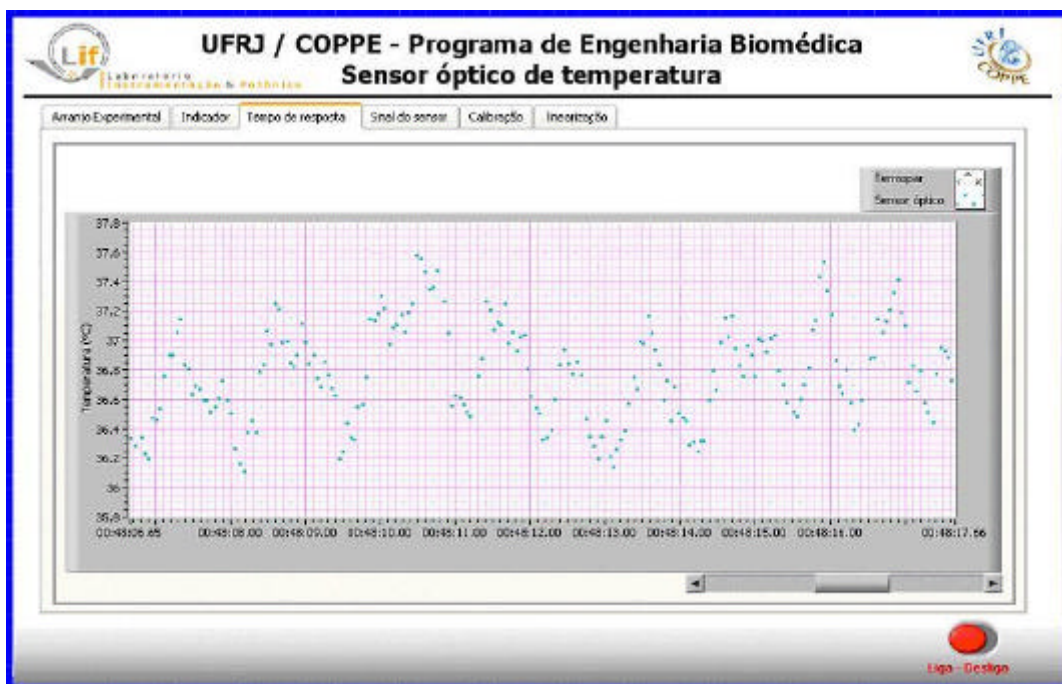


Figura 5.24: Distribuição de valores medidos pelo sensor óptico para uma temperatura constante de 34,6°C.

O resultado da medição foi uma indicação no painel frontal (Figura 5.25) atualizada 20 vezes por segundo, ou seja, uma atualização a cada 0,05 s.

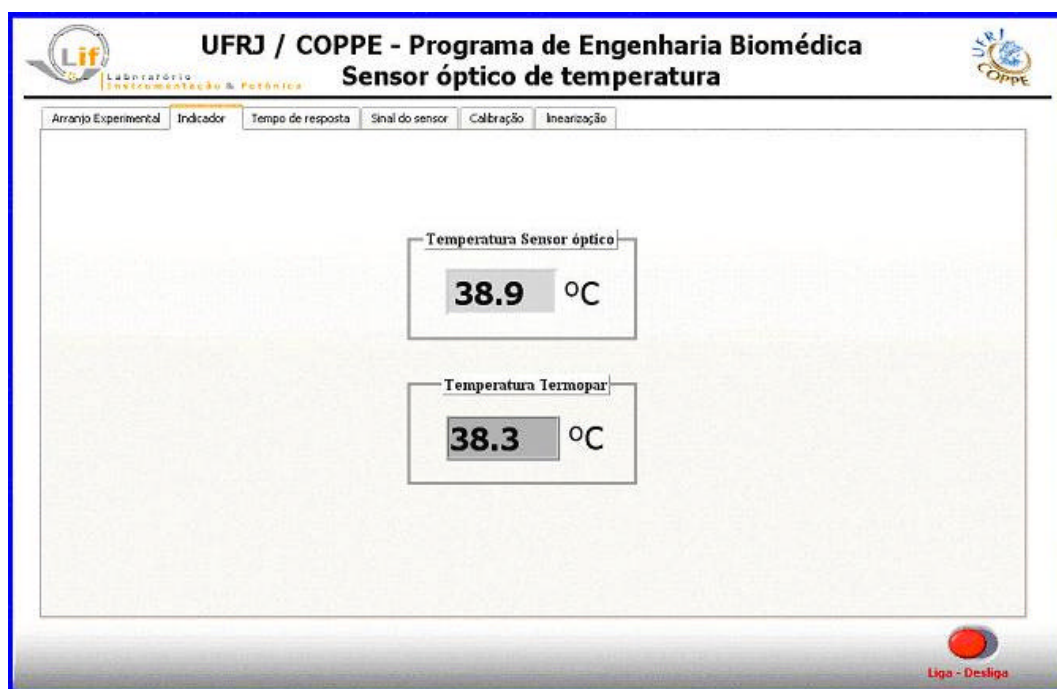


Figura 5.25: Indicação de temperatura do sensor óptico e termopar no painel frontal do Instrumento Virtual.

A Figura 5.26 apresenta o tempo de resposta do sensor óptico, construído com o cristal de rubi (formato semi-esférico com raio de 1 mm) fixado na ponta da fibra óptica plástica utilizando um pedaço de conector para POF com 7 mm de comprimento por 2 mm de diâmetro interno, para um degrau negativo de temperatura e a Figura 5.27 o tempo de resposta para um degrau positivo de temperatura. A constante de tempo da resposta do sensor foi definida como o tempo que a temperatura no elemento sensor leva para atingir 63,2% da diferença inicial de temperatura. O tempo de resposta obtido foi menor que 3,5 s.

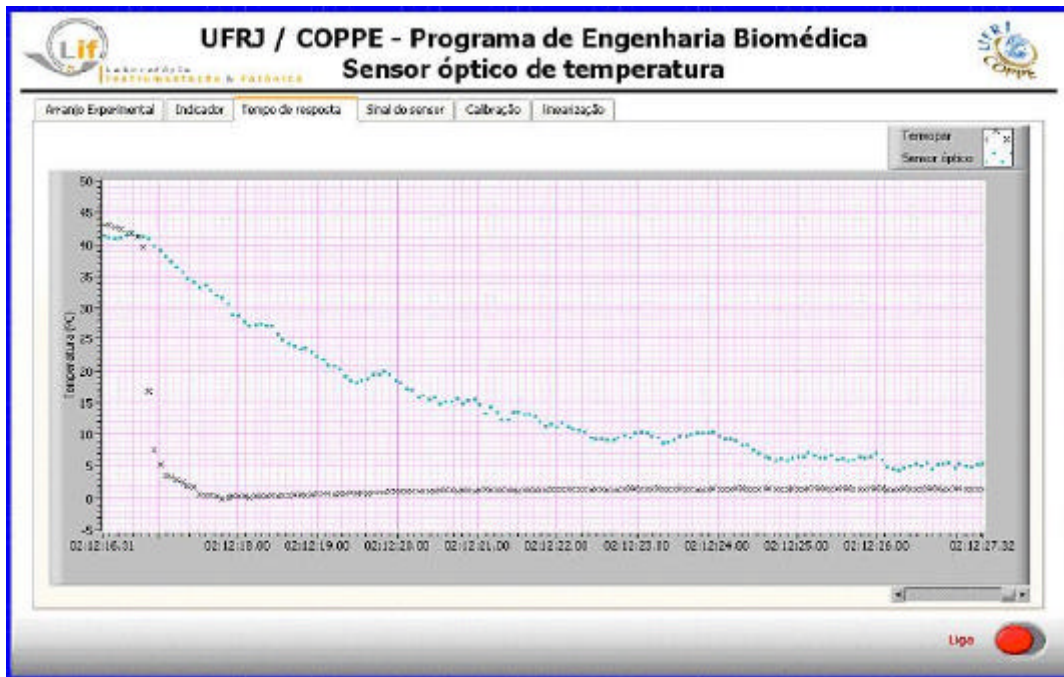


Figura 5.26: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 43°C para 0°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).

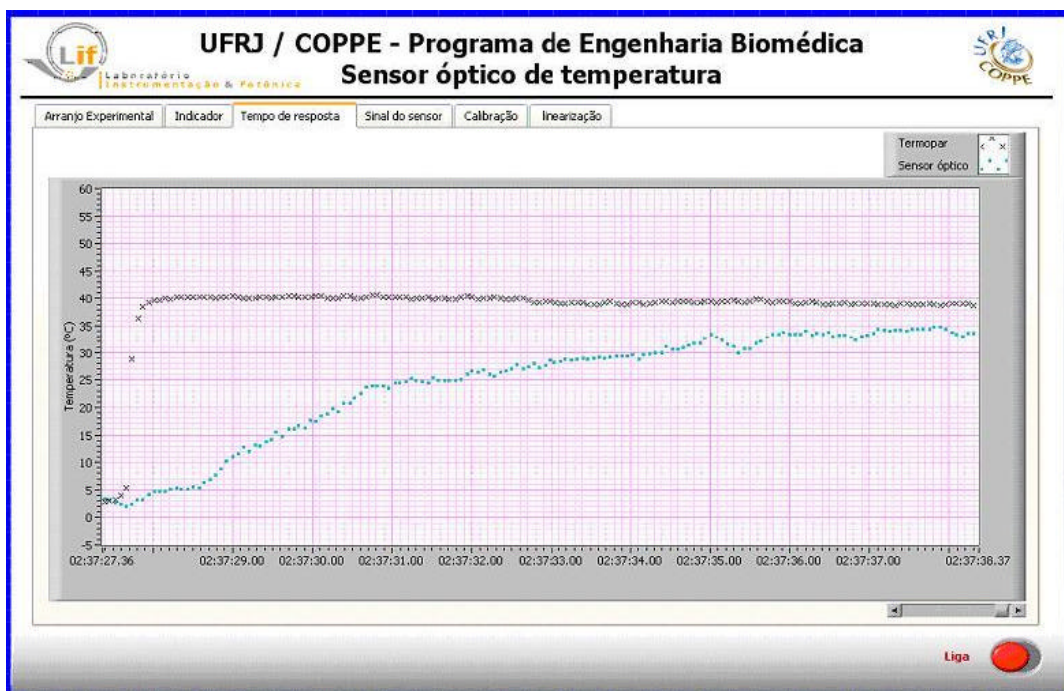


Figura 5.27: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 0°C para 40°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).

Para diminuir esse tempo de resposta foi necessário diminuir a massa térmica do sensor. Portanto, um novo sensor foi construído com um cristal de massa menor. O cristal de rubi foi fixado na ponta da fibra óptica utilizando um pequeno tubo de vidro com diâmetro interno de 2 mm. O melhor tempo de resposta foi de 1,5 s, sendo obtido com o sensor óptico construído, utilizando o cristal de rubi semi-esférico de 1,5 mm de diâmetro fixado na ponta da POF com um tubo de vidro. O primeiro sensor utilizando duas fibras ópticas foi desenvolvido para verificar a viabilidade da construção do instrumento. A preocupação inicial era o domínio da técnica e verificar se o sensor responde a variação de temperatura, não sendo determinado nos experimentos preliminares o tempo de resposta.

A Figura 5.28 mostra a resposta do novo sensor para um degrau positivo de temperatura e a Figura 5.29 para um degrau negativo de temperatura.

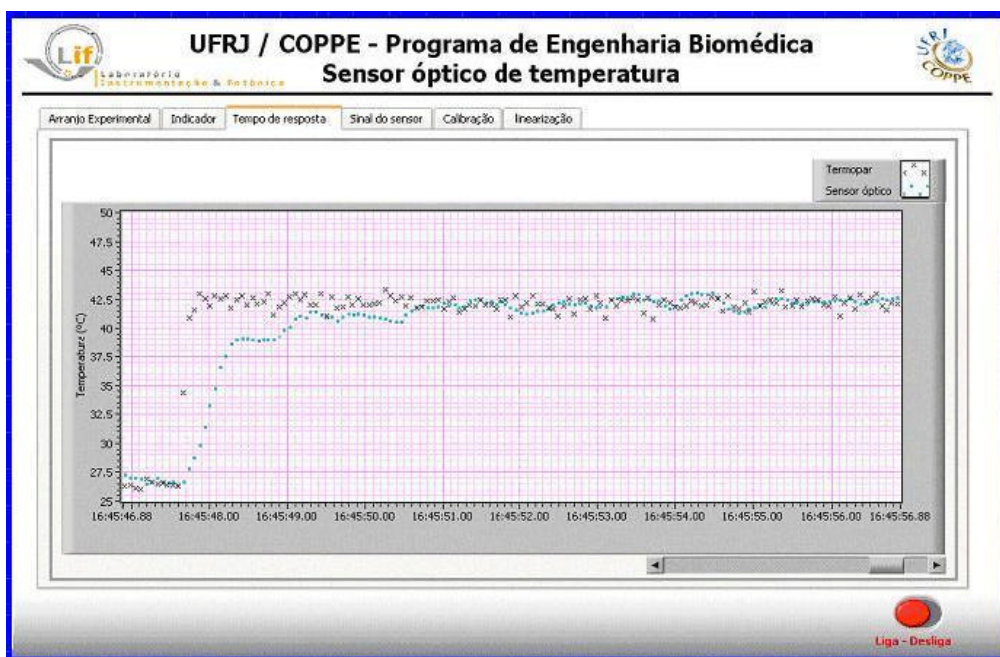


Figura 5.28: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 27°C para 43°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).

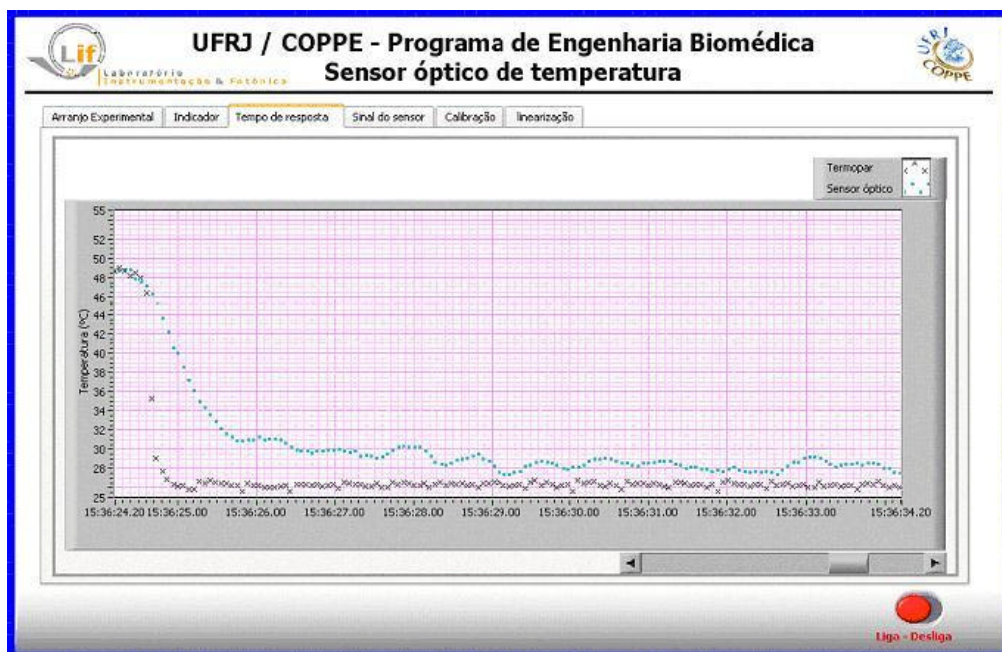


Figura 5.29: Tempo de resposta para um degrau de temperatura de 48,5°C para 27°C. A temperatura registrada pelo termopar é apresentada no gráfico com os pontos (x) e a resposta do sensor óptico com os pontos (?).

A montagem do segundo sensor foi realizada visando utilizar uma única fibra óptica, diminuir o tamanho do sensor e verificar o tempo de resposta. A limitação na diminuição do tamanho do sensor, além dos métodos artesanais usados para cortar o cristal e montar o sensor, foi a dureza do cristal. O cristal foi cortado com um disco adiantado e lapidado. Outra limitação foi a fragilidade da fixação do cristal na POF. O segundo sensor construído utilizando um conector para POF com 7 mm x 2 mm de diâmetro interno ficou mais robusto, porém, o tempo de resposta obtido foi maior (3,5 s). O terceiro sensor desenvolvido teve tempo de resposta de 1,5 s, porém, verificou-se que era muito frágil. Em aplicações onde a temperatura sofre variações rápidas, o método de construção deverá ser melhorado para não correr o risco de quebrar o sensor.

Após a calibração do sensor óptico e a verificação do tempo de resposta, os dados obtidos com os experimentos realizados utilizando o procedimento adotado para garantir as condições de repetitividade (DE OLIVEIRA, 2001), ou seja, os mesmos equipamentos, no mesmo local, nas mesmas condições, com medições consecutivas em curtos intervalos de tempo entre os conjuntos de medições, foram analisados com o *software Origin 7.0*.

Os conjuntos de medições foram obtidos utilizando um banho termostático com bomba de circulação e controle de rampas e patamares, modelo Q-214S (fabricante

QUIMIS) com temperatura na faixa desejada, tendo como referência para a indicação dos pontos de medições o termômetro calibrado Salvterm 120.

Em cada ponto de temperatura foram analisados os três conjuntos de medições consecutivas com 120 repetições cada conjunto, utilizando o *software Origin 7.0*, armazenados em arquivos digitais obtidos com a utilização do Instrumento Virtual desenvolvido em *LabView 7.0 Express*.

De cada conjunto de medições foi calculada a média (\bar{X}) usando a equação 5.1 e o desvio padrão (S) representado pela equação 5.2.

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N X_k \quad (5.1)$$

$$S = \left[\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (X_k - \bar{X})^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5.2)$$

Onde (\bar{X}) é a média, X_k são os valores individuais do conjunto e N a quantidade de valores individuais.

Em seguida, foi calculado o resultado mais provável da temperatura ($\overline{\bar{X}}$) (BENEDICT, 1984), ou seja, a média dos três conjuntos usando a expressão 5.3 e o desvio padrão da média da média ($\overline{\overline{S_N}}$) (equação 5.4).

$$\overline{\bar{X}} = \frac{\sum_{i=1}^M N_i \bar{X}_i}{\sum_{k=1}^M N_i} \quad (5.3)$$

$$\overline{\overline{S_N}} = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M S_i^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5.4)$$

Onde ($\overline{\bar{X}}$) é a média da média, (\bar{X}_i) é a média de cada conjunto, M a quantidade de conjuntos, N o número de repetições de cada conjunto, ($\overline{\overline{S_N}}$) o desvio padrão da média da média e S_i^2 a variância de cada conjunto.

A Figura 5.30 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 34,0°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.31 representa a distribuição desses valores.

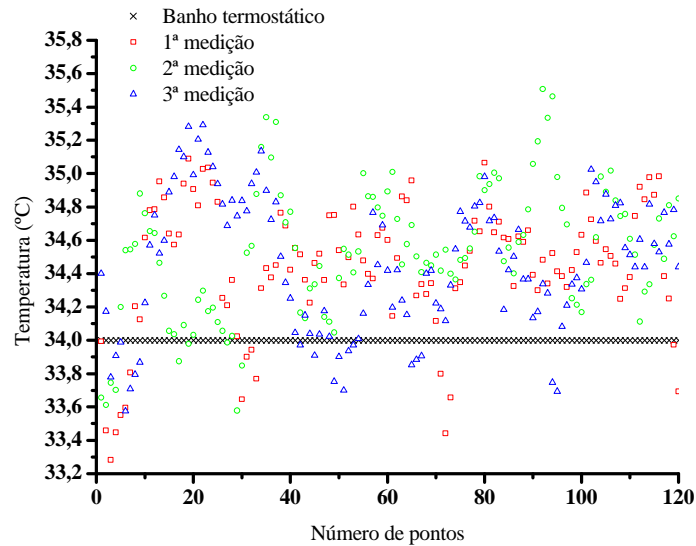


Figura 5.30: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 34,0°C.

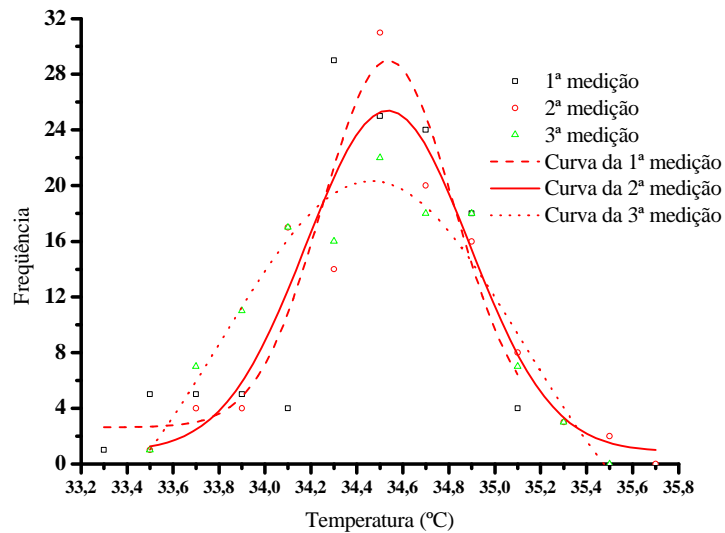


Figura 5.31: Distribuição dos valores das três medições.

A Figura 5.32 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 35,9°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.33 representa a distribuição desses valores.

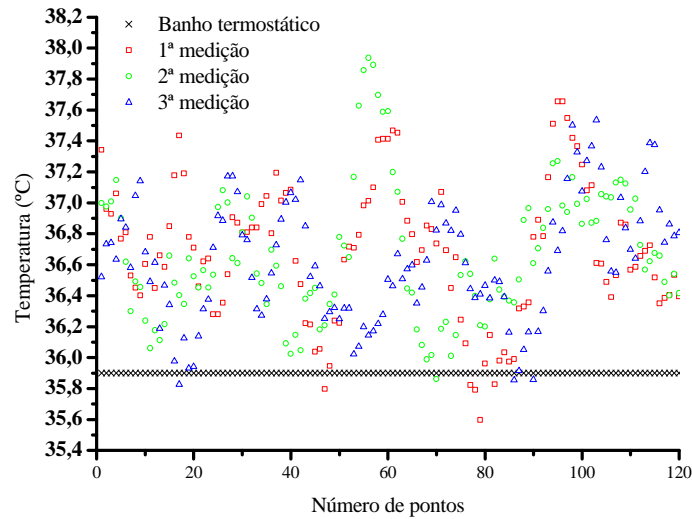


Figura 5.32: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 35,9°C.

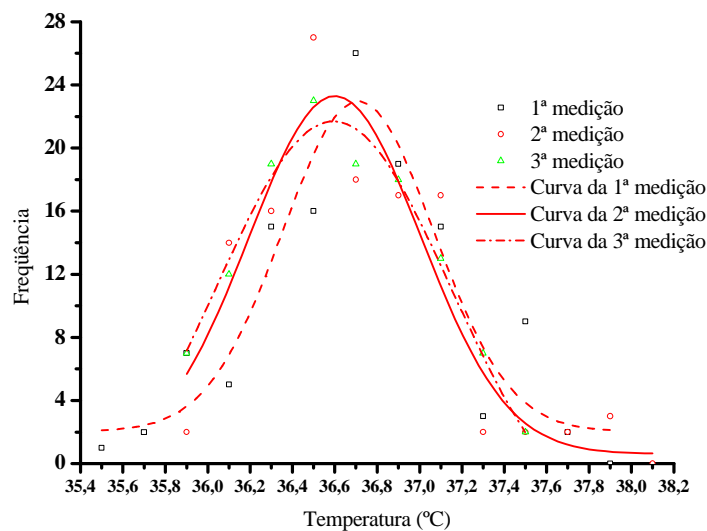


Figura 5.33: Distribuição dos valores das três medições.

A Figura 5.34 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 38,0°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.35 representa a distribuição desses valores.

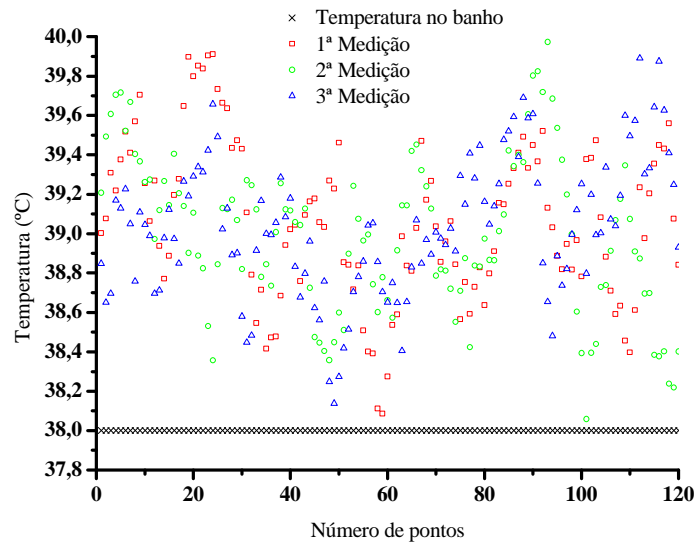


Figura 5.34: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 38,0°C.

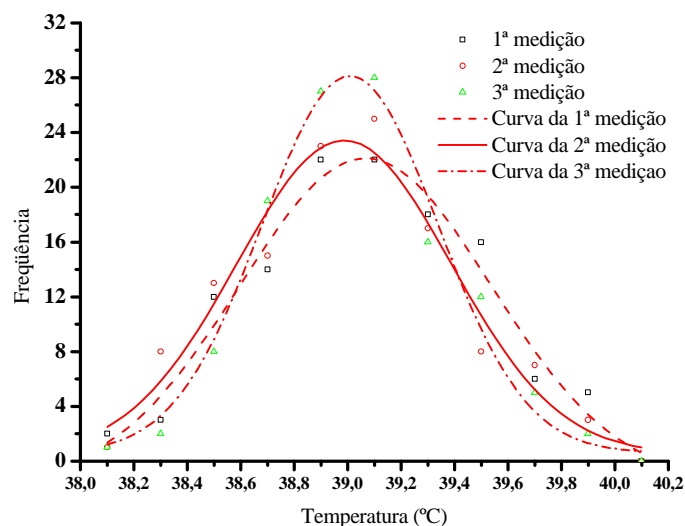


Figura 5.35: Distribuição dos valores das três medições.

A Figura 5.36 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 40,0°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.37 representa a distribuição desses valores.

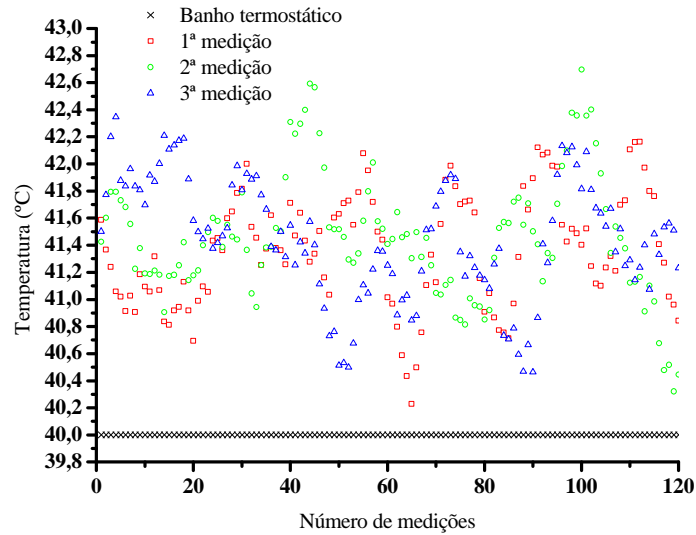


Figura 5.36: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 40,0°C.

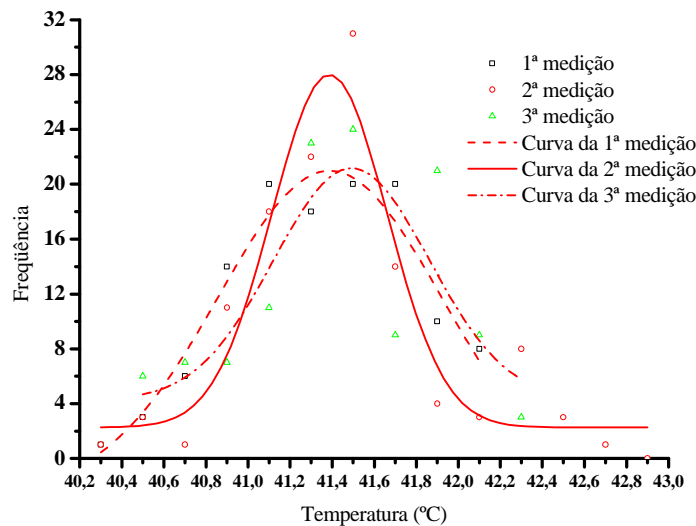


Figura 5.37: Distribuição dos valores das três medições.

A Figura 5.38 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 41,9°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.39 representa a distribuição desses valores.

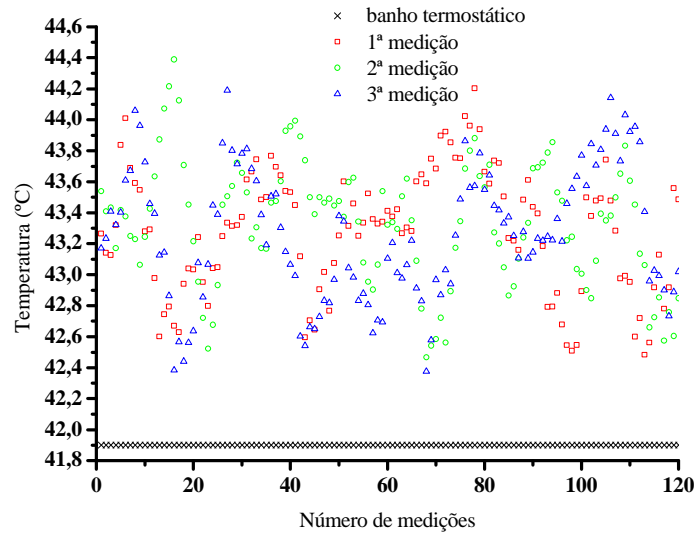


Figura 5.38: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 41,9°C.

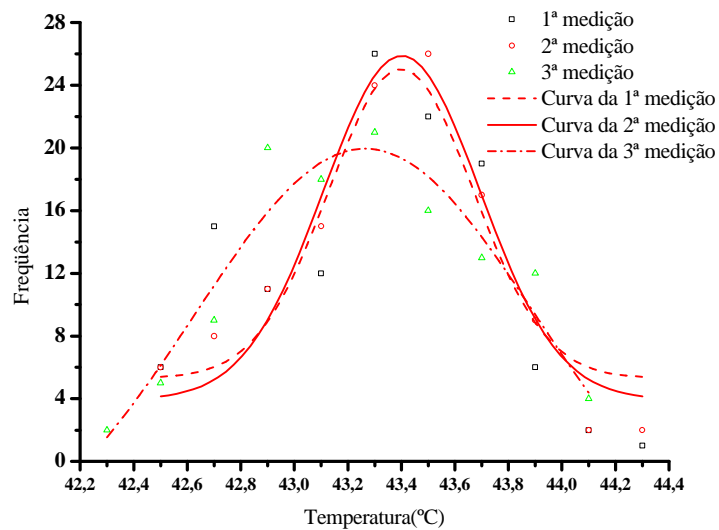


Figura 5.39: Distribuição dos valores das três medições.

A Figura 5.40 apresenta os valores de três conjuntos de medições consecutivas com 120 pontos, obtidos pelo sensor óptico, para temperatura constante de 44,7°C registrado pelo termômetro Salvterm 120. A Figura 5.41 representa a distribuição desses valores.

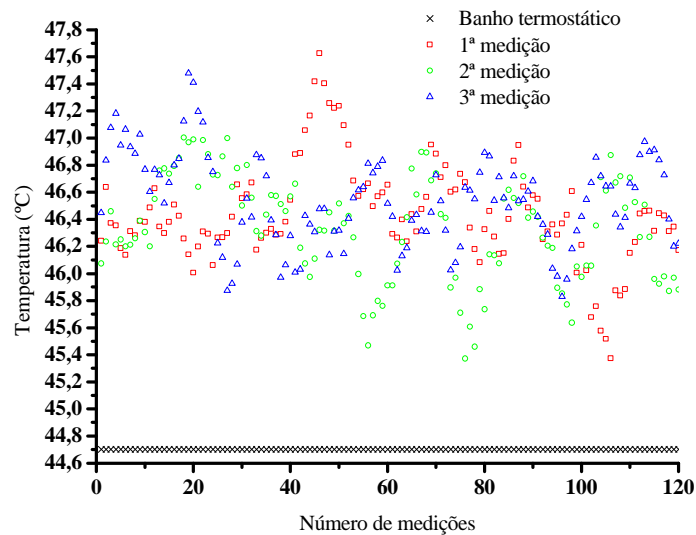


Figura 5.40: Valores dos três conjuntos de medições, obtidos pelo termômetro óptico, para temperatura constante de 44,7°C.

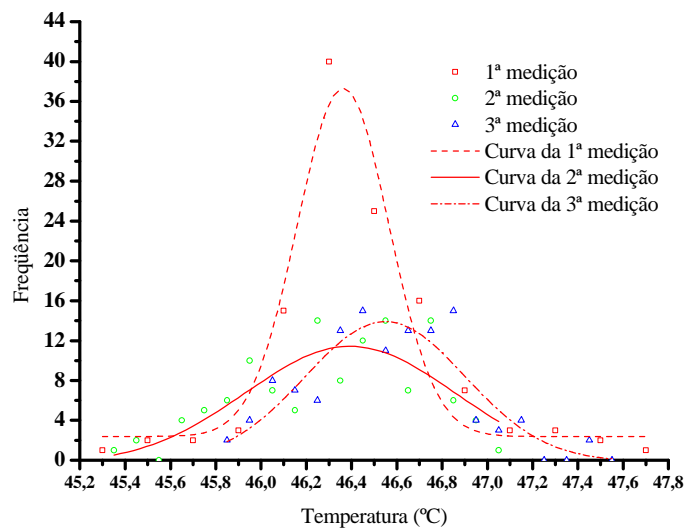


Figura 5.41: Distribuição dos valores das três medições.

As tabelas 5.7, 5.8, 5.9 apresentam os pontos de temperatura (para os valores de 34,0°C, 35,9°C e 38,0°C, respectivamente) registrados pelo Termômetro SalvTerm 120 e os respectivos valores de temperatura média do sensor óptico, desvio padrão, variância.

Tabela 5.7: Primeiro ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 34,0°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	34,44	0,384334	0,136350
2	34,53	0,391063	0,144844
3	34,45	0,404329	0,111892
Média da média $\left(\overline{X_1}\right)$	34,47		
Desvio da média $\left(S_{x_1}\right)$		0,361977	
Variância da média $\left(S_{x_1}\right)^2$			0,131029

Tabela 5.8: Segundo ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 35,9°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	36,69	0,442554	0,195854
2	36,66	0,4296	0,184556
3	36,61	0,387534	0,150182
Média da média $\left(\overline{X_2}\right)$	36,65		
Desvio da média $\left(S_{x_2}\right)$		0,420552	
Variância da média $\left(S_{x_2}\right)^2$			0,176864

Tabela 5.9: Terceiro ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 38,0°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	39,06	0,400885	0,160708
2	38,98	0,395884	0,156724
3	39,03	0,346421	0,120007
Média da média $\left(\overline{X_3}\right)$	39,02		
Desvio da média $\left(S_{x_3}\right)$		0,381855	
Variância da média $\left(S_{x_3}\right)^2$			0,145813

As tabelas 5.10, 5.11 e 5.12 apresentam os pontos de temperatura (para os valores de 40,0°C, 41,9°C e 44,7°C, respectivamente) registrados pelo Termômetro SalvTerm 120 e os respectivos valores de temperatura média do sensor óptico, desvio padrão, variância.

Tabela 5.10: Quarto ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 40,0°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	41,36	0,415813	0,172900
2	41,45	0,457405	0,209219
3	41,44	0,445593	0,198553
Média da média $\left(\overline{X_4}\right)$	41,41		
Desvio da média $\left(S_{x_4}\right)$		0,439951	
Variância da média $\left(S_{x_4}\right)^2$			0,193557

Tabela 5.11: Quinto ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 41,9°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	43,28	0,395804	0,156660
2	43,32	0,395814	0,156668
3	43,25	0,425099	0,180709
Média da média $\left(\overline{X_5}\right)$	43,28		
Desvio da média $\left(S_{x_5}\right)$		0,405806	
Variância da média $\left(S_{x_5}\right)^2$			0,164679

Tabela 5.12: Sexto ponto de medição de temperatura.

Temperatura constante de 44,7°C			
Conjunto de medições	Temperatura média (°C)	Desvio Padrão	Variância
1	46,43	0,369257	0,136350
2	46,33	0,380585	0,144844
3	46,53	0,334503	0,111892
Média da média $\left(\overline{X_6}\right)$	46,43		
Desvio da média $\left(S_{x_6}\right)$		0,361979	
Variância da média $\left(S_{x_6}\right)^2$			0,131029

A tabela 5.13 apresenta os valores registrados pelo sensor óptico para a faixa de temperatura de 34°C a 44,7°C, tendo com referência as temperaturas registradas pelo Salvterm 120, e a diferença entre os dois instrumentos.

Tabela 5.13: Resultado da calibração do sensor óptico tendo como padrão o termômetro Salvterm 120.

Medições (i)	Salvterm 120 (y_i)	Sensor óptico (x_i)	Diferença ($y_i - x_i$)
1	34,0	34,47	-0,47
2	35,9	36,65	-0,75
3	38,0	39,02	-1,02
4	40,0	41,41	-1,41
5	41,9	43,28	-1,38
6	44,7	46,43	-1,73

O gráfico apresentado na Figura 5.42 (Temperatura do Salvterm 120 *versus* Temperatura do sensor óptico) foi traçado após a realização da comparação do termômetro Salvterm 120 usado como referência com a medição do sensor óptico. Ajustou-se uma curva de calibração visando estimar o valor convencional da temperatura a partir da indicação do sensor óptico.

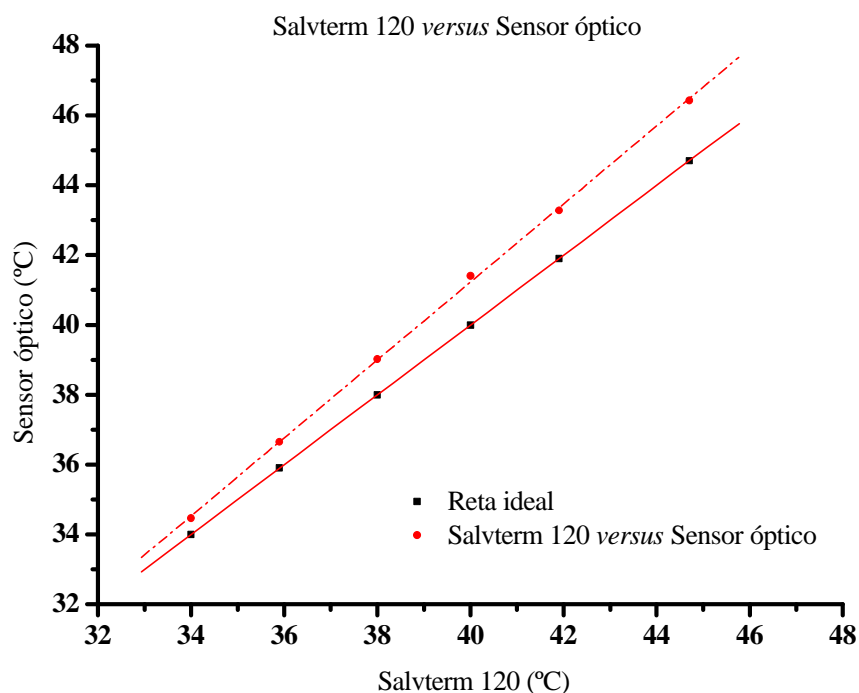


Figura 5.42: Comparação entre os valores registrados pelo sensor óptico e o SalvTerm 120.

Tabela 5.14: Regressão linear para os dados da Figura 5.42 ($Y=A+B*X$).

Parâmetro	Valor	Erro	
A	-3,421298	0,467335	
B	1,116366	0,011907	
R	SD	N	P
0,999773	0,104802	6	<0,0001

A tabela 5.15 apresenta a temperatura de referência, a indicação do sensor óptico, os valores de temperaturas estimados utilizando a expressão matemática da tabela 5.14 e o resíduo (que consiste da diferença entre o valor de referência menos o valor calculado).

Tabela 5.15: Tabela de ajuste do sensor óptico pela regressão linear.

(y_i) Valor de referência (°C)	Sensor óptico (x_i) Indicação (°C)	$F(x_i) = a + b*x_i$ Calculado (°C)	$y_i - f(x_i)$ resíduo (°C)
34,0	34,47	33.94412	0.05588
35,9	36,65	35.896	0.004
38,0	39,02	38.01801	-0.01801
40,0	41,41	40.15792	-0.15792
41,9	43,28	41.83224	0.06776
44,7	46,43	44.65262	0.04738

Observou-se uma diminuição da exatidão com o aumento da temperatura, esse resultado aponta que a relação entre a temperatura e o tempo de decaimento da fluorescência do cristal de rubi, conforme foi proposto anteriormente, não é uma função linear. Dessa forma, torna-se necessário propor uma nova equação para utilização na conversão do tempo de decaimento em indicação de temperatura com o objetivo de mostrar uma indicação de temperatura com mesma exatidão na faixa desejada. Foi verificado a repetitividade das medições do instrumento desenvolvido utilizando os conjuntos de medições realizados e verificou-se que a concordância os resultados obtidos de indicações de temperatura são satisfatórios. Para fins de comparação com outros resultados, a expressão completa do resultado atribuído para a medição da temperatura do sensor óptico será a sua indicação, incluindo as informações das incertezas de medição. A incerteza de medição é um parâmetro associado ao resultado de uma medição que caracteriza a dispersão. A incerteza compreende vários componentes, alguns destes componentes podem ser estimados com base na distribuição estatística dos resultados de medições, incluindo aqueles resultantes de efeitos sistemáticos e os componentes da incerteza de padrões de referência (ABNT, 2003 e INMETRO, 1995).

Os valores referentes aos desvios padrão dos conjuntos de medições realizados anteriormente serviram de parâmetros para uma estimativa da incerteza do sensor óptico, avaliar quantitativamente a qualidade dos resultados da medição e comparar com outros resultados (AIBE, 2004). A incerteza padrão $u_s(x_i)$ do sensor óptico foi estimada dividindo o maior desvio padrão pela raiz quadrada do número de observações (SCHOELER, 1998 e INMETRO, 1995).

$$m(\bar{x}_i) = \frac{s(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (5.14)$$

Segundo SCHOELER (1998) essa incerteza é dita do Tipo A, ou seja, uma incerteza obtida de análises estatísticas. Já incerteza padrão $u_i(x_i)$ do termômetro Salvterm 120 foi definida como incerteza do Tipo B, ou seja, uma incerteza baseada em dados obtidos de certificados de calibração, sendo essa incerteza determinada utilizando a declaração da incerteza expandida $U_i(x_i)$ das medições apresentadas no certificado de calibração (Apêndice C). A incerteza expandida foi atribuída pelo laboratório de calibração levando em consideração que o termômetro apresenta uma distribuição normal e a incerteza padrão associada à estimativa de saída (valor de medição) tenha suficiente confiabilidade, utilizando um fator de abrangência $k = 2$, correspondendo a uma probabilidade de 95 por cento. A incerteza padrão estimada para o termômetro foi de 0,1°C, sendo determinado dividindo o valor da incerteza expandida $U_i(x_i)$ pelo fator de abrangência (k) para um intervalo com nível de confiança de 95 por cento (ABNT, INMETRO, 2003).

A fórmula matemática utilizada para estimar a incerteza padrão, a partir da incerteza expandida, é apresentada na equação (5.15).

$$m(x_i) = \frac{U(x_i)}{k} \quad (5.15)$$

Onde $u(x_i)$ é a incerteza padronizada, $U_i(x_i)$ é a incerteza expandida e k o fator de abrangência.

Conhecendo esses valores, estimou-se a incerteza combinada do sensor óptico, ou seja, a incerteza padronizada de um resultado de medições obtido por meio de valores de vários outros resultados (SCHOELER, 1996).

A estimativa da incerteza padrão combinada é apresentada na equação (5.16).

$$m_c = \sqrt{m_r^2 + m_s^2} \quad (5.16)$$

Onde u_c é a incerteza combinada do sensor óptico, $u_t(x_i)$ é a incerteza padrão do termômetro Salvterm 120 e $u_s(x_i)$ é a incerteza padrão do sensor óptico.

Após determinar a incerteza padrão combinada do sensor óptico, estimou-se a incerteza expandida multiplicado o valor da incerteza padronizada pelo fator de abrangência ($k = 2$) para um intervalo de nível de confiança estimado para 95 por cento. A tabela 5.17 apresenta os valores de incertezas do sensor.

Tabela 5.16: Incertezas de medição do sensor óptico.

Incerteza padrão do Salvterm 120	Desvio padrão $s(x_i)$ (Pior Caso)	Estimativa da incerteza padrão do sensor óptico $m(x_i) \frac{s(x_i)}{\sqrt{6}}$	Estimativa da incerteza combinada (μ_s)	Estimativa da incerteza expandida $U(x_i)$
0,1	0,439951	0,179609	0,205570	0,411141

Para o quarto ponto de referência (40°C), por exemplo, o resultado da medição do sensor óptico foi uma temperatura de 40,41°C com incerteza padrão combinada de 0,2°C, ou uma temperatura de (40,41 ± 0,4)°C, onde o número após o símbolo ± é a incerteza expandida.

De posse desses dados, os resultados foram comparados com os obtidos em experimentos realizados por outros autores. Verificou-se a potencialidade do instrumento desenvolvido levando em consideração a técnica utilizada, o custo do instrumento, o tempo de resposta e a incerteza das medições. GRATTAN (1988) apresentou um arranjo experimental, utilizando a técnica do pulso, com sensor construído com rubi e fibra óptica de sílica. O tempo de resposta do arranjo experimental foi de 10 segundos, para uma faixa de temperatura de 20°C a 160°C, e a incerteza da medição foi de 0,04°C. ZHANG (1991) obteve tempo de resposta de 2 segundos com incerteza de 1°C, a técnica utilizada foi a detecção de fase com referência simples modulando o pulso de excitação (PLD-PMSR). Recentemente, foram desenvolvidos sensores com fibra óptica utilizando técnicas diferentes das apresentadas neste trabalho. Porém, o método de construção do sensor, o tipo de fonte de excitação, a técnica de modulação e demodulação do sinal, a complexidade dos circuitos ópticos e eletrônicos e o custo final do instrumento são superiores ao apresentado neste trabalho.

CAPÍTULO VI

6 Conclusão

No primeiro experimento realizado utilizando uma fibra óptica plástica verde fluorescente buscando-se construir um transdutor de temperatura com materiais de fácil aquisição, baixo custo, utilizando LED como fonte de luz e com circuito de demodulação do sinal o mais simples possível. Observou-se uma diminuição da potência óptica (relação CH1/CH2) com o aumento da temperatura na fibra óptica plástica fluorescente. Nesse experimento, foi verificado que a amplitude do sinal da fluorescência variou com a temperatura da fibra sensora. Porém, qualquer flutuação que ocorresse na fonte de excitação poderia alterar o sinal de medição. Com isso, foi proposta a utilização da técnica de meia vida da fluorescência para eliminar esse problema.

O segundo experimento foi realizado utilizando essa técnica. Foram realizados alguns testes para verificar a viabilidade da montagem do transdutor. Contudo, observou-se que o tempo de decaimento da fluorescência foi muito rápido não sendo possível medir com os equipamentos utilizados.

No terceiro experimento foi utilizado um cristal de rubi como elemento sensor, pois, o cristal tem maior tempo de emissão e os espectros de absorção e fluorescência estão dentro do espectro visível. Sendo possível utilizar LED e fotodetector de baixo custo e fácil aquisição. Nesse experimento, verificou-se que o tempo de decaimento do sinal de fluorescência gerado pelo cristal teve uma diminuição suave e monotônica com o aumento da temperatura. Nos experimentos realizados foi obtido tempo de resposta menor que 3,5 s utilizando o sensor em uma única fibra óptica. Com a diminuição da massa térmica do rubi foi verificado tempo de resposta menor que 1,5 s; porém, o sensor tornou-se muito frágil. A incerteza expandida do instrumento foi estimada em $\pm 0,4^{\circ}\text{C}$ para um nível de confiança de 95 por cento. Para aplicações onde variações de temperaturas são baixas, pode-se obter menor resultado nas medições implementando maior número de interações no algoritmo de processamento.

Dessa forma, o transdutor foi desenvolvido e proposto para aplicações de medições de temperatura sob campo eletromagnético ou aplicações invasivas sem expor o paciente a risco de choque elétrico, utilizando material de baixo custo e de fácil aquisição, tendo como fonte de excitação LED. Uma das sugestões para prosseguimento

deste trabalho é desenvolver um circuito utilizando microprocessadores para aquisição e processamento do sinal, com maior velocidade de resposta e precisão. Projetar filtros eletrônicos e ópticos para aumentar a relação sinal ruído e melhorar o sinal de resposta do sensor e, conseqüentemente, obter melhor precisão.

Portanto, ficou demonstrado que utilizando fibra óptica plástica e um material fluorescente foi possível construir um transdutor de temperatura, compacto, flexível e até com múltiplas funções para aplicação em biomédica. Provendo biocompatibilidade e miniaturização para registrar temperatura fisiológica (35°C a 50°C) utilizando uma técnica relativamente simples e podendo ser adaptado para utilização em outras aplicações, observando o limite de temperatura suportado pela fibra óptica plástica (-40°C a 80°C) - embora existam no mercado fibras ópticas plásticas que suportam faixas de temperaturas maiores.

Referências Bibliográficas

- ABNT, INMETRO, 2003, Guia para a expressão da incerteza de medição. 3ª ed., Rio de Janeiro.
- AIBE, VALTER YOSHIHIKO, 2004, *Curso de estatística e cálculo da incerteza de medição*. Apostila, INMETRO, Rio de Janeiro - Brasil. 18-22 de outubro.
- AIZAWA, H., TOBA, E., KATSUMATA, T., KOMURO, S., MARIKAWA, T., 2003 “Chromium doped phosphor based fiber-optic thermometer” *Proceedings of IEEE*. v. 1, (Oct) pp. 88-91.
- ALCALA, J. R., LIAO S-C. and ZHENG J., 1996, “Real time frequency domain fibreoptical temperature sensor using ruby crystals”, *Meb. Eng. Phy.* v. 18, n. 1, (January) pp. 51-56.
- ARAÚJO, CELSO DE, 1978, *Transmissão de calor*, Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos LTD.
- AUGOUSTI A. T., GRATTAN K. T. V., PALMER A. W., 1987, “A laser-pumped temperature sensor using the fluorescence decay time of alexandrite”. *J. Lightwave Technology*, v. 5, pp. 759-62.
- AUGOUSTI A. T., GRATTAN K. T. V., PALMER A. W., 1988, “Visible-LED pumped fiber-optical temperature sensor”. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 37. n. 3, (September), pp. 470-472.
- BANNER, T., and BANNER, M., 1988, “Cardiac output measurement technology”. In: Civetta, J. M., Taylor, R. W., Kirby R. R., *Critical Care*, Chapter 35, Philadelphia, USA, J. B. Lippincott Company.
- BARTLETT, R. J., PHILIP-CHANDY, R. EDRIDGE, P., MERCHANT, D. F., MORGAN R. and SCULLY, P. J., 2000, “Plastic optical fibre sensors and devices” *Transactions of the Institute of Measurement and Control*. v. 22, n. 5, pp. 431-457.
- BENEDICT, ROBERT P., 1969, *Fundamentals of temperatura, pressure, and flow measurements*. 3ª ed. New York, Jonh Wiley & Sons.
- CHARDON, D., HUARD, S. J., 1986, “A new interferometric and polarimetric temperature optical fiber sensor”. *Journal of Lightwave Technology*, v. 4, n. 7, (July), pp. 720-725.
- CHONG, J. E., LEILA, L., PENNINI, C. P., FONSECA, W. H., 2001. “Optical fiber basead thermometry system for a hypertermia laboratory”, *Proc. 23th Annual EBMS International Conference*, October 25-28, Istanbul, Turkey.
- CHU, P. L., PENG, G. D. and XIONG, Z., 1999, “Hight-tunable polymer optical fibre gratings”, *Proc. 8th International POF Conference '99*, pp. 242-245, July.

- DE OLIVEIRA, J. C. V., COUTO, P. R. G., 2001, *Curso de calibração de instrumentos para laboratório*. Apostila, Instituto Brasileiro de Petróleo e Gás (IBP), Rio de Janeiro – Brasil, 2-6 de abril.
- DE WITT, DAVID P., 1992. *Fundamentos de transferência de calor e de massa*, 3ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- ELDADA, L., 2000, “Polymer integrated optics: promise vs. practicality”, www.photonics.dupont.com/downloads/PolymerIntegratedOptics.pdf. acessado em [10/12/03].
- FERNICOLA, V. C., ZHANG, Z. Y. and GRATTAN, K. T. V., 1997, “Fiber optic thermometry on Cr-fluorescence in olivine crystals”, *Ver. Sci. Instrum.* v. 68, n. 6, pp. 2418-2421, June.
- FERNICOLA, V. C., and ROSSO, L., 2000, “Time and frequency-domain analysis of fluorescence lifetime for temperature sensors”, Conference on Precision Electromagnetic Measurements Digest, pp. 587-588, Sydney, NSW, Australia, 14-19 May.
- FERNANDO, G. F., WEBB, D. J. FERDINAND, P., 2002, “Optical-fiber sensor”, *MRS Bulletin*. pp. 359-361. May. www.mrs.org/publications/bulletin, acessado em [10/12/03].
- FRADEN, J., LACKEY, R., and HYLE, J., 1993, “Ear thermometry for assessing human body temperature” Engineering in Medicine and Biology Society. Proceeding of the 15th Annual International Conference of the IEEE. Oct 28-31.
- FRADEN, J., 1999, *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 2nd ed. New York, Springer-Verlag.
- GIOZZA, WILLIAN F., CONFORTI, E., WALDMAN, H., 1991, *Fibra óptica: tecnologia e projetos de sistemas*. Rio de Janeiro, Embratel; São Paulo, McGraw-Hill.
- GRATTAN, K. T. V., PALMER, A. W., 1985, “Simple inexpensive neodymium rod fiber-optic temperature sensor” *Conference on Optical Fiber Communication and Third International Conference on Optical Fiber sensor, Optical Society of America*. pp. 142. Washington, USA.
- GRATTAN, K. T. V., KHALIL, N., PALMER, A. W., 1988, “Biomedical thermometry – A simple fiber optical approach” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 8, (august), pp. 618-622.
- GRATTAN, K. T. V., SELLI, R. K., PALMER, A. W., 1988, “Ruby decay-time fluorescence thermometer in a fiber-optic configuration” *Rev. Sci. Instrumen.* v. 59, n. 8, (august), pp. 1328-1335.

- GRATTAN, K. T. V., ZHANG, Z., Y., 1995, *Fiber optic fluorescence thermometry*. London, Chapman & Hall.
- HALLIDAY, D., RESNICK, R., 1978, *Física*, 4ª ed. Rio de Janeiro, LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S. A.
- IMAI, Y. HOKAZONO, T., YOSHIDA, T., 1996, “Temperature sensing using 1,5 um fluorescence in erbium-doped optical fibers” *Eleventh International Conference on optical Fiber Sensors*. pp. 268-271.
- INMETRO, 1995, *Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia*. Portaria Inmetro 029. Rio de Janeiro – Brasil.
- JAROSZ, B. J., JAMES, S. S., 2003. “Integrated temperature sensor for determination of heating effects with ultrasound intertial applicatiors” *Instrumentation and Measurement Technology Conference*, Vall, 20-22 May. CO, USA.
- KALINOWSKI, H. J., BRAUDE, E., POLYDORO, L. A., 1997, “Optical fiber temperature sensor for microwave”. SBMO/IEEE IMOC’ Proceedings.
- KERSEY, A. D., 1992, “Multiplex fiber optic sensor” *Fiber optical sensor: proceedings of a conference held 8-11 September 1992, Boston, Massachusetts / Eric Udd, editor; sponsored by SPIE – The International Society for Optical Engineering (Bellingham, Washington USA). (Critical reviews of optical science and technology; v. CR44)*
- KERSEY, A. D., DAVIS, M. A., PATRICK, H. J., LEBRANC, M., KOO, K. P., ASKINS, C. G., PUTNAM, M. A. and FRIEBELE, E. J., 1997, “Fiber grating sensors”. *Journal of lightwave technology*, v. 15, n. 8, (august), pp. 1442-1463.
- KATZIR, 1989, “Infrared fibers for radiometer thermometry in hipothermia and hyperthermia treatment” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 36, n. 8, (june), pp. 634-637.
- KROHN, D. A., 1992, *Fiber optic sensor: Fundamentals and applications*. 2nd ed. Instrument Society of America.
- LIAO, S. C., XU, Z., IZATT, J. A., AND ALCALA, J. R., 1997, “Real-time frequency-domain combined temperature and oxygen sensor using a single optical fiber”, *Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS*, v. 5, pp. 2333-2336, 30 Oct. – 2 Nov., Chicago, IL. USA.
- LIU, H. Y., PENG, G. D., DESTRURA, G. J., WU, B. AND CHU, P. L., 2000, “Highly thermal tunable polymer optical fiber gratings”, *International POF Technical Conference*, pp. 83-87, September.
- LIU, H. Y. PENG, G. D., CHU, P. L., 2002, “Highly reflective polymer fiber Bragg gratings and its growth dynamics”, *Proc. 11th International POF Conference’2002*, pp. 235-238. September 18-20.

- MACBRYDE, C. M., BLACKLOW, R. S., 1975, *Sinais e Sintomas*. 5ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- MIGNANI, A. G., BALDINI, F., 1997, "Fiber-optic sensors in health care" *Phys. Med. Biol.*, n. 42, pp. 967-979.
- MARCOU, JEAN., 1997, *Plastic optical fiber: Practical applications*, Chichester, John Wiley & Sons.
- OKUNO, E., CALDAS, I. L., 1982, *Física para ciências biológicas*, Cecil Chow. São Paulo, Harper & Row do Brasil.
- ORLANDO, A. F., 2003, "Calibração de um termômetro Pt-100 como padrão de trabalho de um laboratório de serviços metrológicos". *Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM)*, setembro, Recife - PB.
- OTHONOS, A., KALLI, K., 1999, *Fiber Bragg gratings: fundamental and applications in telecommunications and sensing*. Boston, Artech House Publishers.
- PENG, G. D., CHU, P. L., LOU, X. and CHAPLIN, R. A., 1995, "Fabrication and characterisation of polymer optical fiber" *J. Eletronics & Eletrical Engineers Australia*, pp. 289-296, September.
- PENNISI, C. P. A., LEILA, L., FONSECA, W. H., and Vera, A., 2002, "Fiber optical temperature sensor for use in experimental microwave hyperthermia", pp. 1028-1031.
- PERTERSON, J. I., VUREK, G. G., 1990, "Fiber-optical sensor for biomedical applications". in: Selected Paper on Optical Fibers in Medicine, v. MS 11, SPIE Optical Engineering Press, pp. 217-221.
- POTSCH, C., 1967, *Mineralogia e Geologia*. 4ª ed. Livraria São José, Rio de Janeiro.
- RAO, Y. J., WEBB, D. J., JACKSON, D. A., ZHANG, LIN, and BENNION, I., 1997, "In-fiber Bragg-grating temperature sensor system for medical applications", *Journal of Lightwave technology*, v. 15 (March), pp. 779-785.
- RYAN, T. P., HOOPEs, P. J., TAYLOR, J. H., STROHBEHN, J. W., ROBERTS, D. W., DOUPLE, E. B., COUGHLIN, C. T., 1991, "Experimental brain hyperthermia: técnicas for heat delivery and thermometry", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* V.20, pp. 739-750.
- SADE, S., KATZIR, A., 2001, "Fiber optic infrared thermometer for accurate measurement of the core temperature of the human body", *Optical Engineering*, v. 40, n. 6 (June) pp. 1141-1142.
- SCHOELER, N., FIDÉLIS, G. C., 1998, *Curso incerteza de medição*. Apostila, Fundação Centro de Referências Inovadoras, Pernambuco – Brasil, 25-27 de novembro.

- SEAT, H. C., SHARP, J. H., 2004, "Dedicated temperature sensing with C-Axis oriented single-crystal ruby (Cr³⁺: Al₂O₃) fiber: temperature and strain dependences of R-line fluorescence". *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 53, n. 1, (February) pp. 140-154.
- SCHEGGI, A. M., BRENCI, M., CONFORTI, G., FALCIAI, R., PRETI, G. P., 1984, "Optical fiber thermometer for medical use" *IEE Proc.*, pp. 13-16.
- SHIBASAKI, M., KONDO, N. TOMINAKA, H., AOKI, K., HASEGAWA, E., IDOTA, Y. MORIWAKI, T., 1998, "Continuous measurement of tympanic temperature with a new infrared method using an optical fiber" *American Physiological Society*. pp. 921-926.
- SUN, M. I. H., WICKERSHEIM, K. A., KIM, J., 1990, "Fiberoptic temperature sensor" in: *Selected Paper on Optical Fibers in Medicine*, v. MS 11, SPIE Optical Engineering Press, pp. 304-310.
- SUN, T., K. T. V., GRATAN, ZHANG, Z. Y., and PALMER, A. W., 1998, "Fluorescence-based measuring using doped fiber: Theoretical analysis and experimental validation" *Nonlinear Optics' 98: materials, fundamentals and applications topical meeting*, pp. 107-109. 10-14 August.
- TAKAHASHI, H., SUDA, T., MOTOYAMA, H., UZACA, T., TAKAHASHI, S., MORITA, K., TANAKA, R., 2000, "Radiofrequency interstitial hyperthermia of malignant brain tumors: development of heating system" 22, pp. 186-190.
- TSAO, S., WU, J., 1996, "Highly accurate temperature sensor using two fiber Bragg gratings" *IEEE Journal of Selected Topics in quantum Electronics*, vol. 2, n.º 4. (December), pp. 894-897.
- WEBB, D. J., RAO, Y., HATHAWAY, M. W., JACKSON, D. A., ZHANG, L., BENNION, I., 1998, "Medical temperature profile monitoring using multiplexed fibre Bragg gratings" *Part of the SPIE conference on distributed and multiplexed fiber optic sensors VII*. Boston, Massachusetts. SPIE vol. 3541- November.
- WEINERT, A., 1999. *Plastic optical fibers: principles, components, installation*, Munich, Verlag.
- WERNECK, M. M., 1996, *Transdutores e interfaces*, Rio de Janeiro, Livros técnicos e Científicos LTD.
- WICKERSHEIM, K. A., ALVES, R. V., 1981, "A new optical technique for the measurement in RF and microwave fields". *IEEE*. pp. 468-469.
- WICKERSHEIM, K. A., SUN, M. H., 1987, "Fluoroptic thermometry" *Med Electronic*, pp. 84-91.
- WOLTHUIS, R., MITCHELL, G., HARTL, SAASKI, E., 1993. "Development of a dual function sensor system for measuring pressure and temperature at the tip

of a single optical” IEEE Transactions on Biomedical. v. 40, n.3, pp. 298-302. March.

XIONG, Z., PENG, G. D., WU, B. and CHU, P. L., 1999, “Hightly tunable Bragg gratings in single mode polymer optical fibres”, *IEEE Photonics Technology Letters*, v. 11, n. 3, (March) pp. 352-354.

ZHANG, Z., GRATTAN KTV, PALMER A. W., 1991, “A novel signal processing scheme for a fluorescence based fiber-opticac temperature sensor”, *Review of scientic Instruments*; 62: pp. 1735-1742.

ZHANG, Z., GRATTAN, K. T. V., PALMER A. W., 1992, “Fiber-optic high-temperature sensor based on the fluorescence lifetime of alexandrite”, *Ver. Sci Instrum*; 63: pp. 3869-3873.

ZHANG, Z., GRATTAN, K. T. V., PALMER, A. W., 1992, “Sensitive fiber optical thermometer using Cr: LiSAF fluorescente for bio-medical sensing applications” *Optical Fiber Sensor Conference, 8th*, pp. 93-96. 29-31, City University, England, January.

Apêndice A

TABELAS

Tabela A.1: Resultados do sensor óptico com fibra verde fluorescente de 2,24 cm.

Temperatura (°C)	Potência óptica (CH1/CH2)
60	1,5840 +/- 0,0009
54	1,6065
51	1,6192
48,5	1,6286
46	1,6363
43,5	1,6445
41	1,6531
39	1,6629
37	1,6641
33,5	1,6798
30,5	1,6922

Tabela A.2: Propriedades selecionadas de fibras ópticas usadas em sensores. Adaptada de Fernando (2002).

Property	Chalcogenide	Fluoride	Saffire	AgBr/Cl	Silica	PMMA
Wavelength range	3-10 μm 3300-1000 cm^{-1}	0.5-4.3 μm 20000-2325 cm^{-1}	0.2-4 μm 50000-2500 cm^{-1}	3.3-15 μm 3000-667 cm^{-1}	0.2-4 μm 50000-2500 cm^{-1}	0.4-0.8 μm
attenuation	0.5 dB/m at 6 μm	1 0.02 dB/m at 2.6 μm	1 20 dB/m at 3 μm	0.7 dB/m at 10.6 μm	1 0.2 dB/m at 1.5 μm	1 dB/m at 800 nm 0.1 dB/m at 600 nm
Refractive index	2.9	1.51	1.7	2.0	1.458	1.492
Max. use temperature	300°C	250°C	>1500°C	400°C	800°C	80°C
Approx. price (USD, Oct 1998)	\$102/m	---	\$1020/m	\$340/m	~1\$m (depending on wavelength)	<\$1/m
Density	4400 Kg m^{-3}	4610 Kg m^{-3}	3970 Kg m^{-3}	---	2200 Kg m^{-3}	1190 Kg m^{-3}
Young's modulus	21 GPa	56 GPa	414 GPa	---	73 GPa	3.3 GPa
Coefficient of thermal expansion	14 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹	18.7 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹	8.8 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹	---	0.54 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹	260 X 10 ⁻⁶ K ⁻¹

Apêndice B

Fibra óptica plástica fluorescente de 1 mm de diâmetro (cor verde)

Specialty Optical Fiber

SCINTILLATING / FLUORESCENT FIBERS

Scintillating and fluorescent fibers appear visually the same, but they act differently when exposed to high energy particles. Scintillating fibers are made with a fiber core material to produce photons in the visible range when high-energy particles pass through the core material.

Applications for scintillating fibers include:

- Calorimeters
- Cosmic ray telescopes
- Flow cells
- Neutron imaging
- Particle discrimination

Although fluorescent fiber looks the same to the human eye, it does not absorb high energy particles such as gamma rays. It obtains its energy to fluoresce from UV or blue light. These fibers are sometimes called "wavelength shifters" because they absorb short wavelength energy, and emit it in a longer wavelength region. The optical energy (light) emitted is narrow-wavelength, vivid and bright.

All fiber listed on this page is fluorescent fiber.

Applications for these fibers include:

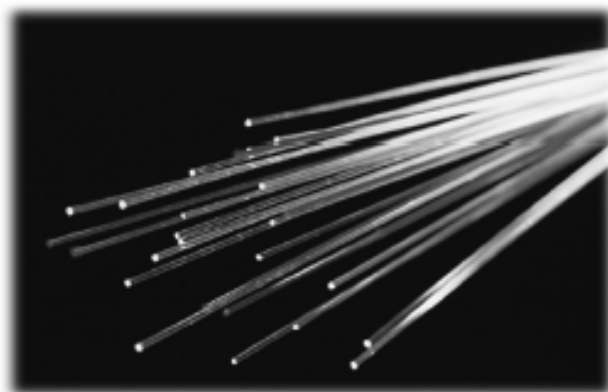
- Sights for rifles, shotguns and bows
- Decorative displays

The optical core of this fiber can be either polystyrene (which is lower cost) or acrylic (higher cost but with more resistance to UV light for outdoor applications).

This optical fiber is easily cut and can be finished like other plastic fiber. Most common items are listed to the right – available in red, green, amber and blue fluorescent colors. (Other fiber colors and diameters such as orange, yellow, purple, 1.0, 1.25, 1.5, 2, 2.5, 3 and 4 mm diameter are available upon special request.)

Sample kit of 1 meter (minimum) of red, green, orange, amber, yellow, blue and purple fluorescent fiber 1 mm in diameter:

Stock Number IF-585



POLYSTYRENE

COLOR	DIAMETER	Inventory†	nm ¹	Min. Order (m)	Wavelength Stock Number
Red	.5 mm	stock	635	0	IF-810005
Green	.5 mm	stock	490	0	IF-810070
Blue	.5 mm	spec. order	435	50	IF-810075
Amber	.5 mm	stock	540 ²	0	IF-810076
Red	.75 mm	stock	635	3	IF-810091
Green	.75 mm	stock	490	3	IF-810092
Amber	.75 mm	stock	540 ²	3	IF-810098
Red	1 mm	stock	635	3	IF-810087
Green	1 mm	stock	490	3	IF-810082
Amber	1 mm	stock	540 ²	3	IF-810083
Blue	1 mm	stock	435	3	IF-810084
Purple	1 mm	stock	N/A	3	IF-810081
Orange	1 mm	stock	610	3	IF-810079
Yellow	1 mm	stock	487	3	IF-810078
Red	1.5 mm	stock	635	3	IF-810088
Green	1.5 mm	stock	490	3	IF-810089
Amber	1.5 mm	spec. order	540 ²	50	IF-810090
Red	2 mm	stock	635	3	IF-810093
Green	2 mm	stock	490	3	IF-810094
Amber	2 mm	spec. order	540 ²	50	IF-810095
Red	2.5 mm	spec. order	635	50	IF-810096
Green	2.5 mm	spec. order	490	50	IF-810097

ACRYLIC

COLOR	DIAMETER	Inventory†	nm ¹	Min. Order (m)	Wavelength Stock Number
Red	.75 mm	stock	615	30	IF-810066
Green	.75 mm	stock	515	30	IF-810067
Red	1 mm	stock	615	30	IF-810085
Green	1 mm	stock	515	30	IF-810080

¹ Emission peak

² Two spectral peaks.
540 & 575 nm

† Standard lengths are either 1.0 or 1.5 m pieces. All orders will be rounded to nearest complete length. Continuous lengths available by special order may have different minimum orders.

Apêndice C

Certificado de calibração do instrumento usado como padrão
nas medições de temperatura



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

Nº: 3230/04

LABORATÓRIO METROLÓGICO DE TEMPERATURA

REQUERENTE: FUNDAÇÃO COPPETEC

AUTENTICAÇÃO:  MAQUI-MOTO

INSTRUMENTO: TERMÔMETRO
MOD/FAB: SALVTERM 120 / SALCAS
Nº DE SÉRIE: 31846
IDENTIFICAÇÃO: MM-12512

TIPO: DIGITAL
FAIXA DE INDICAÇÃO: -30 A +180°C
RESOLUÇÃO: 0,1°C
DOCUMENTO: OS 0658/04

DESCRIÇÃO DO ENSAIO:

O ENSAIO FOI CONDUZIDO EM UM MEIO TERMOSTÁTICO HOMOGÊNEO, ONDE SE REALIZARAM MEDIÇÕES SUBSEQUENTES DAS INDICAÇÕES DO TERMÔMETRO PADRÃO E DO INSTRUMENTO (TERMÔMETRO EM TESTE). O RESULTADO DA MEDIÇÃO RELACIONA O VALOR VERDADEIRO CONVENCIONAL A INDICAÇÃO DO INSTRUMENTO EM TESTE (CONFORME PTC-DITEC-005, REV.00).

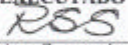

IDENTIFICAÇÃO DOS PADRÕES UTILIZADOS:

TERMORESISTÊNCIA, PT-100Ω/0°C, CLASSE DE EXATIDÃO PADRÃO, IDENTIFICAÇÃO PAD-128, Nº DE SÉRIE SP00038/03, MARCA ECIL, CERTIFICADO "RBC" (REGISTRO "INMETRO" 026) Nº 3200/03 DE 03/07/2003 VÁLIDO ATÉ 03/07/2004. MULTÍMETRO DIGITAL, 6 ½ DÍGITOS, CLASSE DE EXATIDÃO 0,003%, IDENTIFICAÇÃO PAD-018, Nº SÉRIE 24WH0156, MODELO 7562-02, MARCA YOKOGAWA, CERTIFICADO "RBC - REDE BRASILEIRA DE CALIBRAÇÃO" (REGISTROS "INMETRO" 28) Nº E0480/2004 DE 01/06/2004 VÁLIDO ATÉ 01/06/2005.

CONDIÇÕES AMBIENTAIS:

TEMPERATURA: (20 ± 2)°C

UMIDADE RELATIVA: (50 ± 10)%UR

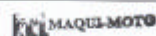
DATA 16 / 06 / 2004	EXECUTADO  <i>Rodrigo Sampaio Silva</i> Metrologista	APROVADO  <i>Fernando F. Santos</i> Gerente Técnico	FOLHA 1 DE 2
------------------------	--	--	-----------------

ESTES RESULTADOS REFEREM-SE EXCLUSIVAMENTE AO INSTRUMENTO CALIBRADO, NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS, NÃO SENDO EXTENSIVO A QUALQUER LOTES. SUA REPRODUÇÃO SÓ PODERÁ SER COMPLETA E DEPENDERÁ DE AUTORIZAÇÃO FORMAL DO LABORATÓRIO METROLÓGICO EMITENTE.

MAQUI - MOTO INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA.
INSTRUMENTAÇÃO INDUSTRIAL - ASSISTÊNCIA TÉCNICA, METROLOGIA E TREINAMENTO
RUA TUIUTI, 302 - SÃO CRISTÓVÃO - RIO DE JANEIRO - RJ - CEP. 20920-010
TELEFONES: (21) 2589-3032 / 2589-2926 - FAX: (21) 2589-4786 - E-MAIL: msqmoto@terra.com.br
C.N.P.J.: 33.224.189/0001-55 - INSCR. EST.: 81.788.820

REQUERENTE: FUNDAÇÃO COPPETEC

AUTENTICAÇÃO:



RESULTADOS DA MEDIÇÃO:

PADRÃO (°C)	INSTRUMENTO (°C)	ERRO (°C)	INCERTEZA MEDIÇÃO (± °C)
-29,4	-29,8	-0,4	0,2
22,3	21,9	-0,4	0,2
75,1	74,8	-0,3	0,2
117,5	117,2	-0,3	0,2
179,9	179,6	-0,3	0,2

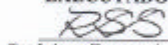

HOUE AJUSTE?

 NÃO SIM (RESULTADOS DA MEDIÇÃO APÓS AJUSTE SEGUEM ABAIXO)

RESULTADOS DA MEDIÇÃO APÓS AJUSTE (SE HOVER):

PADRÃO (°C)	INSTRUMENTO (°C)	ERRO (°C)	INCERTEZA MEDIÇÃO (± °C)

A INCERTEZA DE MEDIÇÃO DECLARADA É BASEADA EM UMA INCERTEZA PADRONIZADA MULTIPLICADA PELO FATOR DE ABRANGÊNCIA (COBERTURA) K=2, COM UM NÍVEL DE CONFIANÇA DE APROXIMADAMENTE 95%.

DATA	EXECUTADO	APROVADO	FOLHA
16 / 06 / 2004	 Rodrigo Sampaio Silva Metrologista	 Fernando F. Santos Gerente Técnico	2 DE 2

ESTES RESULTADOS REFEREM-SE EXCLUSIVAMENTE AO INSTRUMENTO CALIBRADO, NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS, NÃO SENDO EXTENSIVO A QUAIQUER LOTES, SUA REPRODUÇÃO SO PODERÁ SER COMPLETA E DEPENDERÁ DE AUTORIZAÇÃO FORMAL DO LABORATÓRIO METROLÓGICO EMITENTE.



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

Laboratório de Metrologia ECIL

Rede Brasileira de Calibração

Laboratório Credenciado pelo INMETRO na Área de Temperatura nº 026
Laboratório Credenciado pelo INMETRO na Área de Eletricidade nº 111

Nº 3200/03
Fls:1/2

CLIENTE: MAQUI MOTO INDUSTRIA E COMERCIO LTDA

Endereço: R. TUIUTI, 302 A PARTE - RIO DE JANEIRO/RJ

Documento do Cliente: 14997

Documento ECIL: PI-34381

OBJETO DA CALIBRAÇÃO: Termoresistência tipo Pt-100 a 4 fios

Fabricante: ECIL

Nº Série: SP00038/03

Ident. Cliente: PAD-128

Compr.: 350mm

Diâmetro: 6mm

Rastreab: CQ-4556

PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO:

A calibração foi conduzida em um meio termostático de homogeneidade conhecida, onde se realizaram medições subsequentes das indicações do(s) termômetro(s) padrão e do termômetro em teste. A temperatura t_{90} foi determinada com base no Certificado de Calibração do termômetro padrão (ou média dos dois padrões). Calculou-se a resistência esperada nessa temperatura, de acordo com as tabelas de referência e o desvio apresentado pelo instrumento em teste, o qual foi convertido para graus Celsius. Procedimento de referência: IT 000380 Rev. 5. Norma de referência: IEC 60751 Rev.1983 Amd.1995.

NOTAS:

1. Este Laboratório adota a Escala Internacional de Temperatura de 1990
2. Condições ambientais: Temperatura: $23 \pm 3^\circ\text{C}$; Umidade: $50 \pm 20\%$
3. Este certificado atende aos requisitos de credenciamento do INMETRO, o qual avaliou a competência de medição do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida.
4. Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivos a quaisquer lotes.
5. A reprodução deste certificado deverá ser completa. A reprodução de partes requer aprovação escrita do Laboratório.

Data da Emissão: 04/07/03

Data da Calibração: 03/07/03

PIEDADE - SP - BRASIL

ECIL-108

RUDINEI DE BRITO MACIEL
Gerente Técnico



Ecil Produtos e Sistemas de Medição e Controle Ltda

Rua Benjamin da Silveira Baldy, 2001 - 18170-000 - Piedade - SP

Tel.: (15) 244-8019 Fax.: (15) 244-1672

www.ecil.com.br sales@ecil.com.br



CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO

Laboratório de Metrologia ECIL
Rede Brasileira de Calibração

Laboratório Credenciado pelo INMETRO na Área de Temperatura nº 026
Laboratório Credenciado pelo INMETRO na Área de Eletricidade nº 111

Nº 3200/03

Fis: 2/2

RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO:

Os resultados a seguir apresentados referem-se à situação do instrumento, conforme recebido pelo Laboratório.

Incerteza da Medição ($\pm^\circ\text{C}$)	Profundidade de Imersão (mm)	Padrão Utilizado	Temperatura t_{90} ($^\circ\text{C}$)	Resistência (Ω)	Desvio ($^\circ\text{C}$)
0,03	250	909/651	-38,56	84,8076	-0,08
0,03	250	909/651	-19,78	92,2280	-0,04
0,01	250	Ponto de Gelo	0,00	100,0013	0,00
0,01	250	909/651	30,11	111,7361	0,05
0,04	250	909/691	156,04	159,6374	0,16
0,04	250	909/691	232,17	187,6938	0,19
0,08	300	909/652	419,13	253,7507	0,25

R_0 inicial = 100,0001

R_0 final = 100,0013

Os resultados acima apresentados referem-se à média de 4 leituras, tomadas em intervalos de 1 minuto. A corrente de medição utilizada foi de 1 mA. A incerteza expandida de medição é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência $k = 2$, o qual para uma distribuição t com $\nu_{eff} = \infty$ graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

A temperatura ($^\circ\text{C}$) foi relacionada com a resistência do termômetro $R_{(T)}$ e a resistência no ponto de gelo pelas equações:

a) Temperaturas acima de 0°C : $R_{(T)}/R_{(T_0)} = 1 + At + Bt^2$

b) Temperaturas abaixo de 0°C : $R_{(T)}/R_{(T_0)} = 1 + At + Bt^2 + Ct^3 (t-100)$, onde

$A = 0,00391266$

$B = -5,832E-07$

$C = -2,5932E-11$

Atenção: É essencial que o valor de $R_{(T_0)}$ seja medido em intervalos periódicos e que sempre o valor mais recente seja usado na fórmula.

Esses coeficientes foram usados para gerar a tabela de Resistência x Temperatura, anexo deste Certificado. A incerteza dos valores determinados através da equação de interpolação é

Temperatura ($^\circ\text{C}$)	Incerteza ($\pm^\circ\text{C}$)	Temperatura ($^\circ\text{C}$)	Incerteza ($\pm^\circ\text{C}$)
-39	0,05	156	0,06
-20	0,04	232	0,06
0	0,04	420	0,09
30	0,04		

RASTREABILIDADE DOS PADRÕES UTILIZADOS

1. Termômetros Padrão:

Identificação	Tipo	Certificado	Validade	Rastreabilidade
909/651	25 Ohms	4351/02	25/09/03	RBC/ECIL
909/691	25 Ohms	3632/02	23/08/03	RBC/ECIL
909/652	25 Ohms	5319/02	03/12/03	RBC/ECIL

2. Instrumentos Padrão:

Descrição	Modelo	Certificado	Validade	Rastreabilidade
Ponte Resistiva ASL	F17	LARES 0431/01*	21/12/03	INMETRO

* O certificado acima mencionado refere-se ao resistor padrão usado para o ajuste periódico da Ponte (Ajuste válido até 10/04/04).

ECIL-108



Ecil Produtos e Sistemas de Medição e Controle Ltda

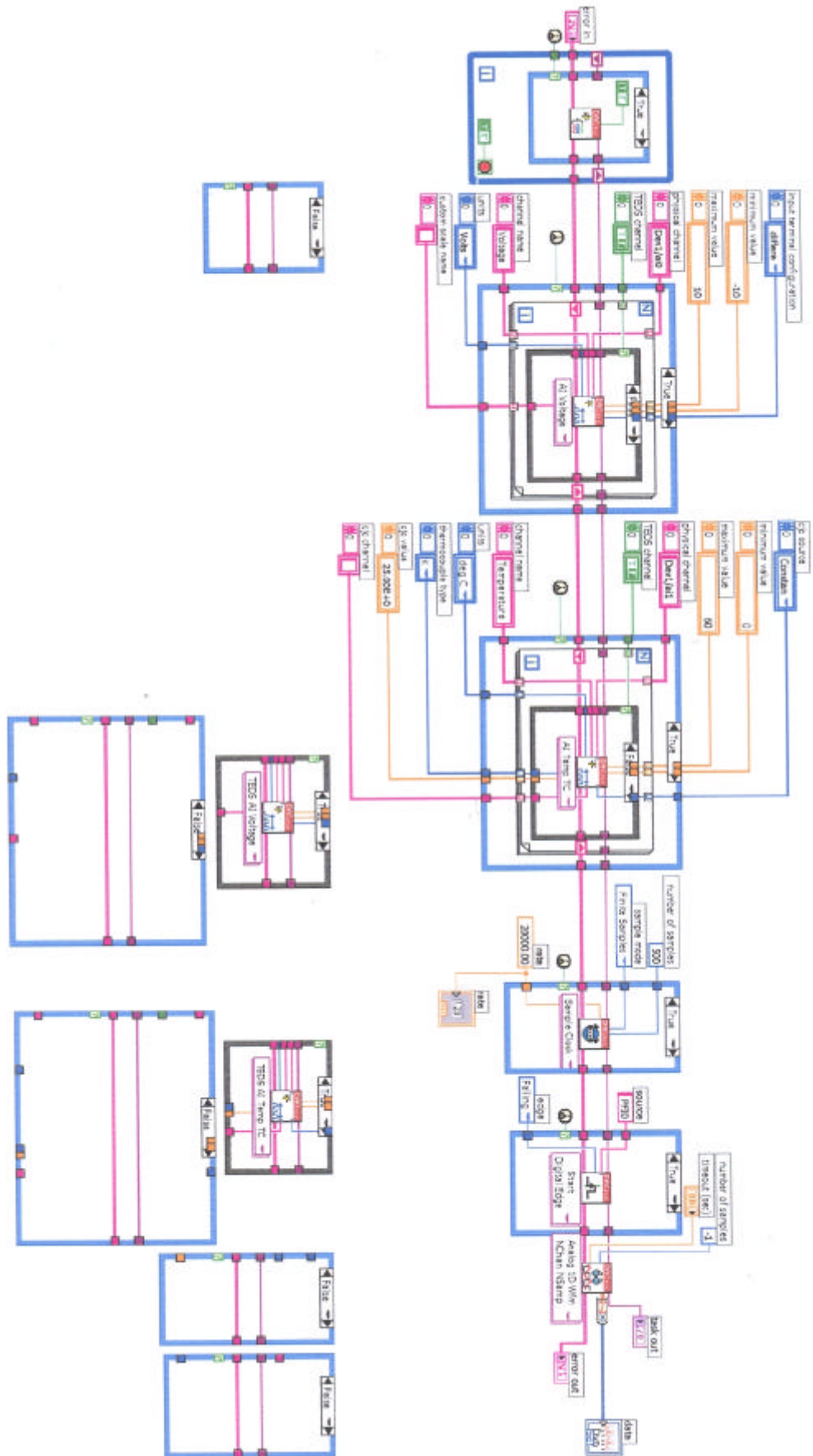
Rua Benjamin da Silveira Bairy, 2001 - 18170-000 - Pindamonhangaba - SP

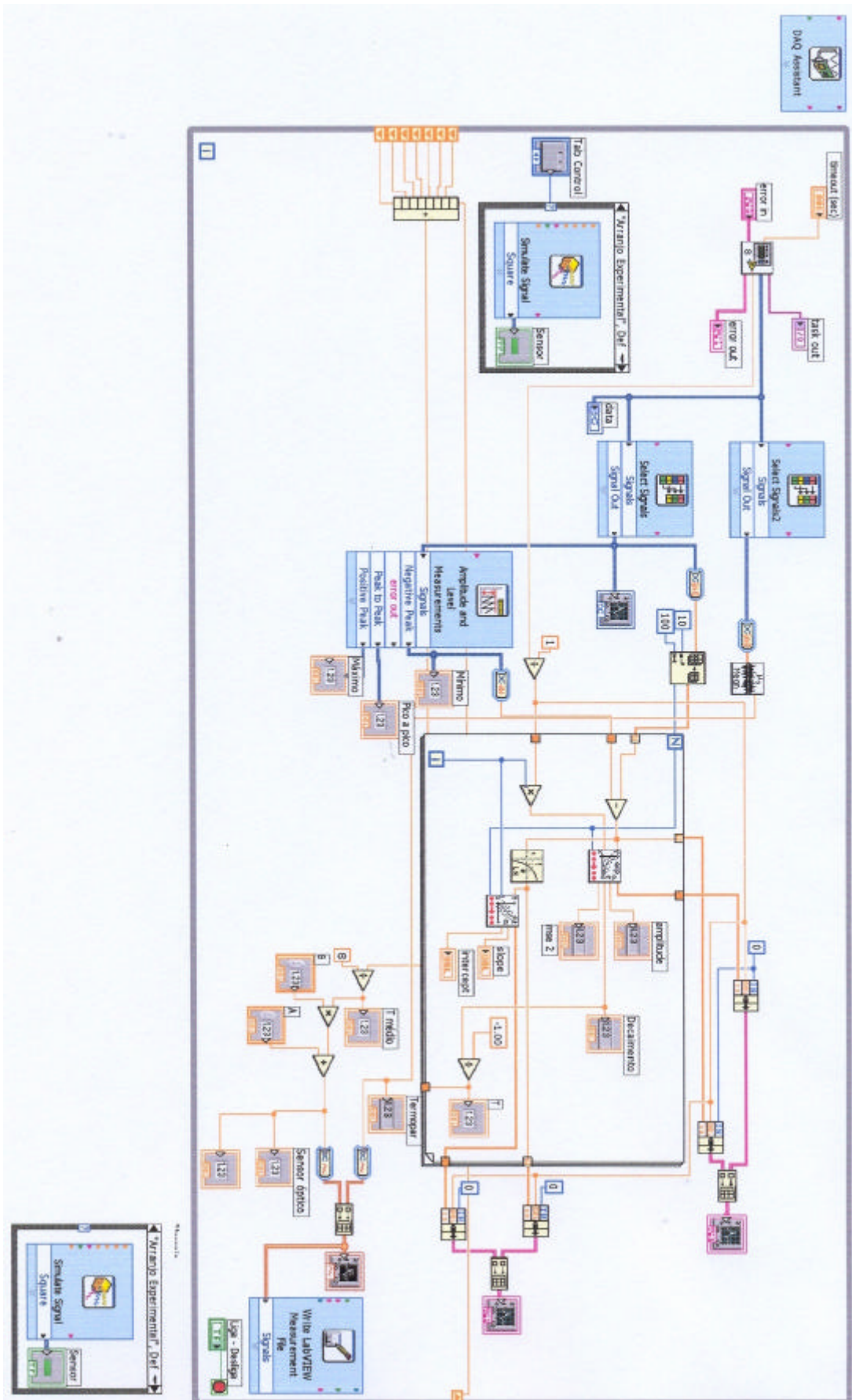
Tel.: (15) 244-8019 Fax: (15) 244-1672

www.ecil.com.br calib@ecil.com.br

Apêndice D

Programação em *LabView 7.0 Express* desenvolvida para o Instrumento Virtual





Apêndice E

Trabalhos apresentados em congressos

12th International Conference on Polymer Optical Fiber, pp. 282-285, Seattle, WA, USA, September 2003.

14th International Conference on Polymer Optical Fiber, pp. 291-294, Hong Kong, Tsimshatsui, China, September 2005.

Fluorescent plastic optical fibers for temperature monitoring

R. M. Ribeiro,* L. A. Marques-Filho and M. M. Werneck
Laboratório de Instrumentação e Fotônica/COPPE
Universidade Federal do Rio de Janeiro
21.945-970 Rio de Janeiro/RJ Brasil

Monitoring of temperature is useful for the electrical power industry and physiological applications. We report preliminary results on the characterization measurements of commercial blue-green fluorescent plastic optical fibers (FPOFs) when pumped with a blue (465 nm) ultra-bright light-emitting diode (LED) for temperature sensing. Intensity, wavelength shift and fluorescence decay-time as modulation techniques are investigated. Temperature measurement resolution of ± 0.3 °C was achieved but with an intensity-based sensor. A fluorescence decay-time faster than 100 ns was measured. High-temperature plastic optical fibers (POFs) issue is also briefly addressed because of the imposed limitations.

* Also with the Departamento de Engenharia Eletrônica & Telecomunicações of Universidade Católica de Petrópolis (UCP) and Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ).

e-mail: rmr@rio.com.br

1) Introduction

Fluorescent plastic optical fibers (FPOFs) are made up of a cladding and of a higher refractive index polystyrene core doped during manufacturing with fluorescent dyes where light may be guided. Provided it has correctly pumped with high energy photons, the fiber produces the excitation of the dyes. The de-excitation of the dopants induces accordingly an emission of photon with a longer wavelength. A fraction of this fluorescence light remains trapped in the fiber and is guided toward each end. The fluorescent fibers are sensitive to the visible light (for instance blue) and emit light of higher wavelength than the incident light. They are also called wavelength shifter fibers.

FPOFs and scintillating fibers have been used as radiation detectors in high-energy physics [1], ambient lightning determination, partial discharge detection, optical potentiometer (position measurement), gauge determination or position of an object, intrusion detection, high

energy X-ray detection [2], water quality monitoring [3] and much more.

For the power industry, optical fiber sensor offers a large number of advantages over conventional sensor. Most important is the high immunity to electromagnetic interference, a strong requirement for sensing in electromagnetic contaminated environments, e.g. RF-field and in power lines. Since these sensors are inherently electrically insulated system and external power is not required for their operation, they can work at high electrical potentials and in potentially explosive environments. Fiber optic sensor can be made as small and compact devices.

D. Persegol and co-workers [4] describe a POF-based temperature extrinsic sensor in the range -20 °C to $+120$ °C with an accuracy of ± 2 °C for early detection of faults in medium-voltage (36 kV) substations. However they used heavily-doped ruby powder packaged in the high-T POF end as fluorescent material pumped with a green LED. The fluorescence peaking at 694 nm wavelength features a long-decay time of 2-4 ms.

Grattam and Kalyminios describe [5] a number of possible applications of FPOFs including mean ambient lighting, detection of partial discharges providing a mechanism for monitoring faults in electrical circuits and switches and temperature sensing. However they describe difficulties in the use of FPOFs for temperature sensing because of its fast relaxation time (< 100 ns) of fluorescence.

Despite of such non-encouraging prescription, we decided to investigate FPOFs as temperature sensors because of the following reasons:

1 - The fluorescence based sensor offer the advantage of a near-zero background, because the wavelength of the emitted light is always larger than that of the excitation light, which makes then in principle much more sensitive and error immune than those that change only the absorption when the temperature varies [6].

2 - Large numerical aperture (> 0.50).

- 3 – Commercially available at low cost – can be used as disposable probes.
- 4 – Geometrically compatible with standard POFs that can be used as light guide – FPOFs are also robust, flexible, easily cut, finished and connected with other plastic fibers.
- 5 – Require low cost passive and active components as couplers, connectors, adapters, LEDs, etc that in some cases may be home manufactured.

In this paper we describe preliminary results on characterization measurements of commercial blue-green fluorescent FPOFs when pumped with a commercial blue (465 nm) ultra-bright light-emitting diode (LED) for temperature quasi-intrinsic sensing. Some high-temperature POFs that had been disclosed in the literature are also briefly discussed because of its imposed limitations for temperature sensing.

2) Results and discussions

Figure 1(a) and (b) shows measured spectra of blue LED and the blue-green FPOF fluorescence respectively.

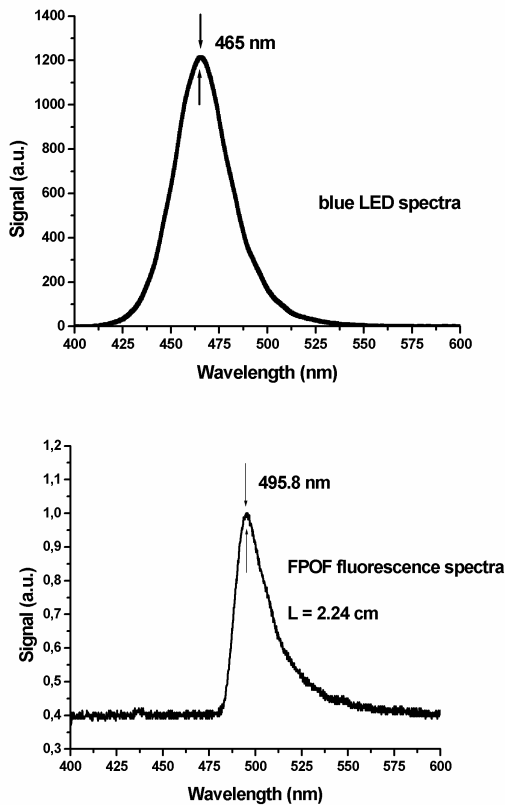


Figure 1. Spectra of the blue LED (a) and blue-green FPOF fluorescence (b).

It can be seen an overlap between the blue excitation peaking at 465.0 nm and the blue-green emission spectra peaking at 495.8 nm. Comparison of both spectra shows a Stokes shift of 30.8 nm. A sharp cut for FPOF at shorter wavelengths is observed from (b). The overlap effect induces further fluorescence attenuation in the fiber due to self-absorption.

Figure 2 shows the wavelength peak λ_{fluor} shift of the fluorescence spectra as function of the FPOF length (L_{FPOF}) using the cut-back method. The end coupling method was used to launch the pumping light into the FPOF from a light-guiding PMMA POF. Similar result is achieved when the light is laterally launched into the FPOF from the PMMA POF.

After a linear regression it can be calculated a sensitivity of 1.095 nm/cm and extrapolates $\lambda_{\text{fluor}} = 493.3$ nm as wavelength peak for a null length FPOF. Because the FPOF operates as a cut-edge spectral filter [2] one can tune its fluorescence wavelength peak (around 500 nm) by changing its length with the calculated 1.095 nm/cm sensitivity. The λ_{fluor} shifts to longer wavelengths as L_{FPOF}

increases. This happens because lower wavelengths of the propagating spectrum are highly attenuated due to self-absorption [7].

Figure 3 shows the fluorescence spectra of FPOF as function its temperature T for $L_{\text{FPOF}} = 2.24$ cm. Measurements were done for six different temperatures from ambient to 65 °C.

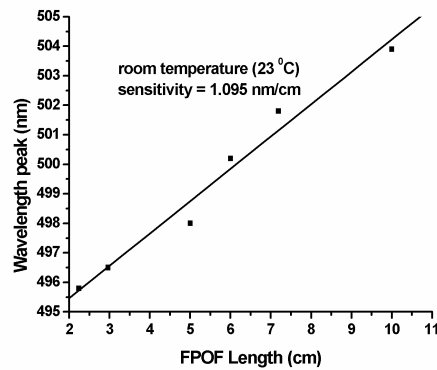


Figure 2. Wavelength peak λ_{fluor} shift of the blue-green fluorescence as function of the FPOF length L_{FPOF} .

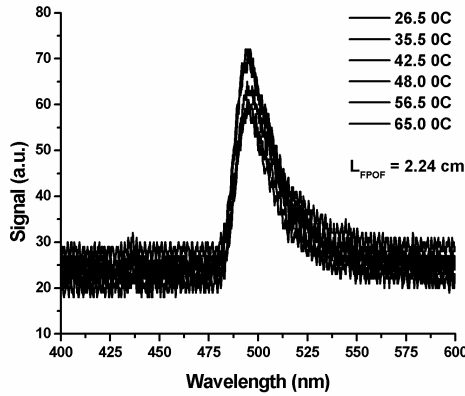


Figure 3. Fluorescence spectra of FPOF as function of its temperature T with $L = 2.24$ cm.

Measurements shown at Figure 3 were made by scanning the fluorescence spectra with a diffraction-grating based monochromator with ~ 1 nm resolution. It clearly shows that none spectral dependence with temperature can be observed, except the intensity level.

Figure 4 shows the fluorescence power P_{fluor} as function of FPOF temperature T for $L_{\text{FPOF}} = 2.24$ cm.

From the slope of the straight line shown at Figure 4 (sensitivity) and taking into account the used instrumentation resolution (vertical axis) one could deduce a temperature resolution of ± 0.3 °C. None drift was observed at least for short-time measurements. The sensitivity and resolution was reproducible but the precision was very poor. The later was mainly due to the non-linear dependence between the FPOF fluorescence P_{fluor} and the pump power P_{pump} .

Optical pulses of 50 ns duration from the LED were generated thus pumping the FPOF with $L_{\text{FPOF}} = 2.24$ cm at room temperature. Oscilloscope trace (not shown here) of the

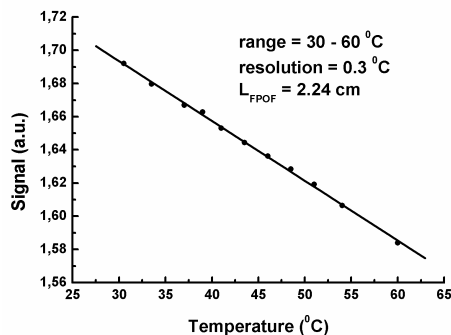


Figure 4. Fluorescence power P_{fluor} as function of FPOF temperature T for $L_{\text{FPOF}} = 2.24$ cm.

convolved fluorescence and pump pulses is observed simultaneously. An exponential-like fluorescence signal is with a typical relaxation time of 100 ns. Because the weakness of the fluorescence signal, the FPOF end was directly coupled to the fast photodiode. The electric signal from such photodiode was amplified by using a fast amplifier. Due to practical reasons it was not possible to change the FPOF temperature. No attempt was made to de-convolve the fluorescent signal but we can conclude that its decay time is < 100 ns.

3) High-temperature POFs

Plastic materials cannot withstand high temperatures as much as glasses. POFs and FPOFs usually can operate up to 70-85 °C. However, some special POFs have been developed mainly for harsh environment as in car networks applications. Table 1 shows some high-T POF data presented in previous International POF Conferences. Some of these POFs can be used for measurement of higher temperatures.

4) Concluding remarks

Some preliminary experimental results of a single-point temperature sensor based on the fluorescence of a commercial blue-green FPOF pumped with blue ultra-bright LED are presented. Wavelength-modulated sensor is not temperature sensitive. Intensity-modulated sensor has shown a reproducible temperature resolution of ± 0.3 °C but with an unreliable precision. Tested FPOFs has shown weak fluorescence signal with a typical relaxation time of < 100 ns at room temperature. However, FPOFs could have potential as sensor based on the fluorescence emission decay-time temperature dependence. Tailoring the FPOF parameters as the dye doping concentration can affect its fluorescence intensity/lifetime and temperature sensitivity. Furthermore, although still expensive, commercially available powerful blue-violet diode lasers can efficiently pump the FPOFs. Other commercial FPOFs and pump LEDs also would have to be tested.

The major drawbacks of polymer optical fibers are their restricted temperature range. However many applications do not exceed a temperature of more than 100 °C. The relatively high losses in POFs, are usually not a limiting factor. Problem like cross sensitivity and long-term stability also have to be taken into

account. However, these limitations must be handled by every type of sensing technology, and they are not specific property of POF-based sensors.

Table 1. Some high-T POF data presented in previous International POF Conferences

POF material	Maximum T (°C)	T _g (°C)	Loss (dB/m)	Manufacturer	
PMMA	85	100	0.14-0.18 (660 nm)	Mitsubishi Rayon Co.	[8]
Silicone resin	150	-	-	-	[9]
-	115	-	-	-	[6]
-	145	-	0.38-0.42 (660 nm)	Furukawa Electric	[9]
ARTON™	150	171	The same of PMMA at 525 nm	Fujitsu and Japan Synthetic Rubber	[10]
Co-polymer of MMA and iso-propylmaleimide	125	135	0.25 (650 nm)	Toray Industries	[11]
Polycarbonate	> 125	-	0.6-1.0 (660-820 nm)	Asahi Chemical Ind.	[12]
FH4001 Eska™	> 120	-	-	Mitsubishi Rayon Company	[4]

References

- [1]. A. D Bross, "Scintillating plastic optical fiber radiation detectors in high energy particle physics", Proceedings of SPIE **1592**, 122-132 (1991).
- [2]. M. Laguesse, "Sensor applications of fluorescent plastic optical fibres", Proceedings of the 2nd International Conference of Plastic Optical Fibres and Applications (POF'93), p. 14-19, The Hague (1993).
- [3]. R.J. Bartlett, S.L. Caulder, R.P. Chandy, D.F. Merchant, R. Morgan and P. Sculb, "Plastic optical fibre sensors and devices", Proceedings of the 7th International Conference of Plastic Optical Fibres and Applications (POF'98), p. 245-246, Berlin (1998).
- [4]. D. Persegol, J.L. Lovato and V. Minier, "Thermal diagnosis of medium voltage switchboards: a cost-effective multi-point POF sensor", 8th POF'99, p. 256-259, Chiba (1999).
- [5]. K.T.V. Grattan and D. Kalymnios, "Fibre optic temperature measurement – the possibilities with POF", 7th POF'98, p. 163-170, Berlin (1998).
- [6]. K. Asada and H. Yuuki, "Fiber optic temperature sensor", 3rd POF'94, p. 49-51, Yokohama (1994).
- [7]. J. Emans, A Grammatico and M. Meoni, "Study of plastic optical scintillating fiber: general characteristics, 2nd POF'93, p. 67-70, The Hague (1993).
- [8]. www.mrc.co.jp
- [9]. S. Irie and M. Nishiguchi, "Development of the heat resistant plastic optical fiber", 3rd POF'94, p. 88-91, Yokohama (1994).
- [10]. T. Sukegawa, M. Hirano, M. Tomatsu, T. Otsuki, H. Shinohara, Y. Hara and A. Tanaka, "New polymer optical fiber for high temperature use", 3rd POF'94, p. 92-95, Yokohama (1994).
- [11]. S. Taneichi, H. Kobayashi and Yamamoto, "Development of heat resistant POF for automobile data communications", Proceedings of the 3rd POF Conference, p. 106-108, Yokohama (1994).
- [12]. S. Teshima, H. Munekuni and S. Katshuta, "Plastic optical fibre for automotive applications", Proceedings of the 1st POF Conference, 44-48, Paris (1992).

Simple and low cost temperature sensor using the ruby fluorescence and plastic optical fibres

R. M. Ribeiro,* L. A. Marques-Filho and M. M. Werneck
Laboratório de Instrumentação e Fotônica/COPPE
Universidade Federal do Rio de Janeiro
21.945-970 Rio de Janeiro/RJ Brasil

Temperature sensing is useful for the electrical power industry and physiological applications. We report the development of a temperature sensor prototype using the ruby fluorescence when pumped by an ultra-bright blue or green light-emitting diode (LED). Only one fibre-probe made from standard or high-temperature plastic optical fibre (POF) is used for propagating the pump and fluorescent signals. Reproducible temperature measurement in the range 30-70 °C was achieved with ~1 °C resolution.

* Also with the Departamento de Engenharia Eletrônica & Telecomunicações of Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). e-mail: rmr.rlk@terra.com.br

1) Introduction

Optical fibre sensors offer a large number of advantages over conventional sensors such as high immunity to electromagnetic interference, electrical isolation and the absence of metallic parts, a strong requirement for sensing in electromagnetic contaminated environments, e.g. RF/microwave. The sensor probes are inherently electrically insulated system and external power is not required for their operation, they can work at high electrical potentials and in potentially explosive environments. It can be made as lightweight, compact, disposable of low cost and is highly chemically inert even against corrosion.

The fluorescence based sensors offer the advantage of a near-zero background, because the wavelength of the emitted light is always larger than that of the excitation light, which makes then in principle much more sensitive and error immune than those that change only the absorption when the temperature varies [1]. Previously, experiments with commercial polystyrene fluorescent fibres as temperature sensor were done [2]. Although it features some advantages as compatibility with standards POFs, a weak fluorescence signal with time-decay < 100 ns was measured, thus requiring a much complex electronics. Furthermore, the polystyrene can withstand only up to ~70 °C thus limiting its usefulness for the electrical energy industry. Ruby has been used for fluorescence thermometry. It is of low cost, easily available, POF compatible, requires low cost source (blue or green ultra-bright LEDs), Si-based photodetection and simple electronics because of strong intensity and long lifetime of fluorescence signal. The fluorescence peaking at 694 nm wavelength features a long-decay time of 2-4 ms. D. Persegol and co-workers [3] describe a POF-based temperature sensor in the range -20 °C to +120 °C with an accuracy of ± 2 °C for early detection of faults in medium-voltage (36 kV) substations. They used heavily-doped ruby powder packaged in the high-T POF end as fluorescent material pumped with a green LED. Two POFs-probe were used, one for pumping the ruby and the other for bring the fluorescence back to the photodetector.

In this paper we describe the temperature sensor prototype development based on the ruby crystal and a one-probe-POF for “low” and “high” temperatures. Low cost passive and active components as couplers, connectors, adapters, LEDs, etc were used. Ruby crystals are geometrically compatible with standard POFs and even after cutting and polishing it remains at low cost.

2) The prototype

Figure 1 show the top view picture of the temperature sensor prototype (conditioning equipment) where the key components are assigned. The LED package was polished almost reaching the semiconductor chip thus maximizing the light caption. Light launching was made through butt-coupling the polished LED and a carefully terminated POF. Optical pulses of 32 ms time-width from the LED were generated thus pumping the ruby crystal at 15.6 Hz. A miniature 1x2 POF-coupler is used to send pump pulses toward the ruby crystal glued at the end of the POF-probe and to collect the fluorescence toward the Si-photodetector.

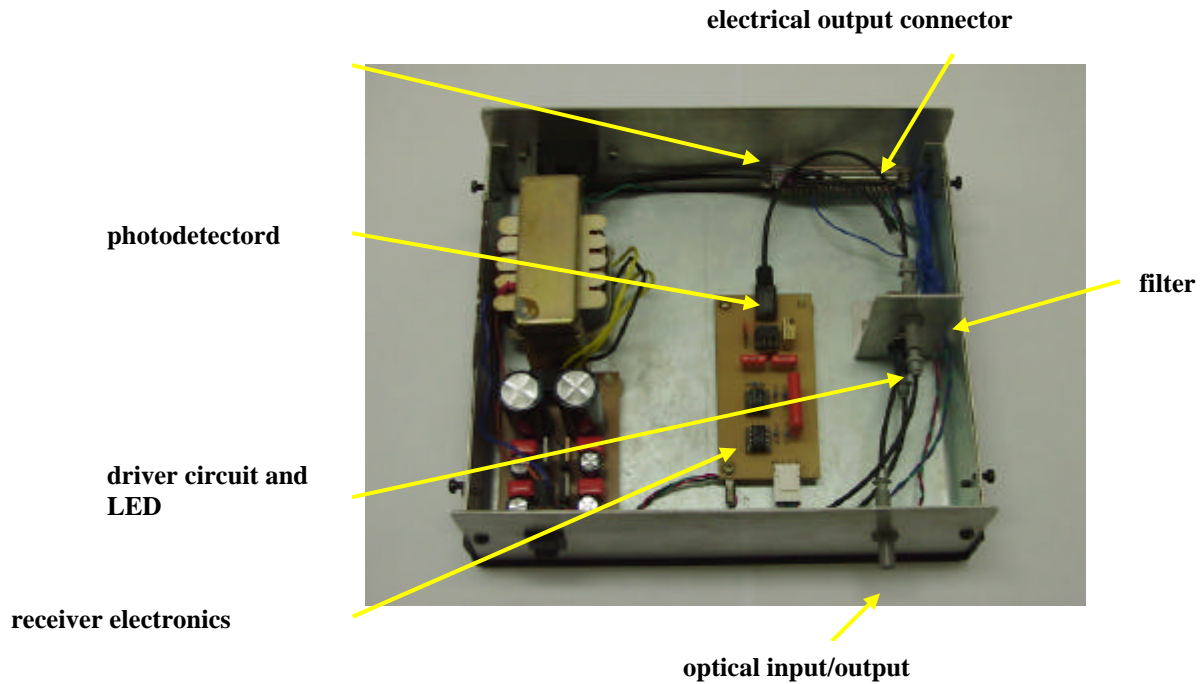


Figure 1. Top view picture of the temperature sensor prototype (conditioning equipment).

Figure 2 show the picture of the one-POF-probe with ~4 mm diameter. The POF was terminated at the other end with a standard HP plastic connector. With this configuration, it can be detached from the conditioning equipment box. The fluorescence response from the crystal, passing through the same POF, was conveyed into the other port of the coupler. Due to the back reflections at the many optical interfaces, the fluorescent signal could have been buried under the intense excitation signal. Thus, in order to avoid a saturation of the detection stage and to enable the fluorescence response to be detected exclusively, a red long-pass filter was placed before the Si photodiode. The electrical signal generated from the photodiode is amplified and processed.

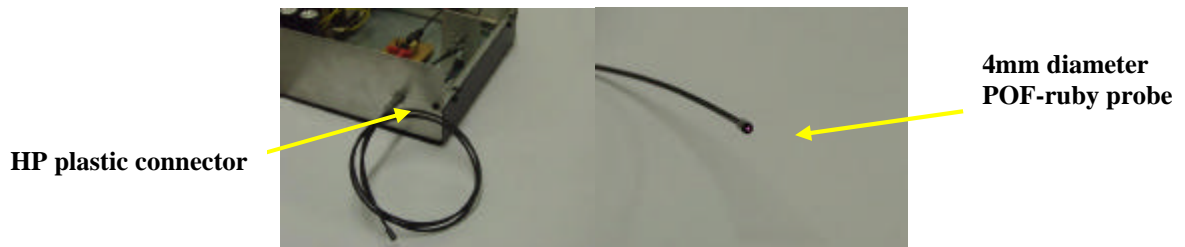


Figure 2. Picture of the miniaturised POF-probe with hemi-spherical ruby crystal.

3) Results and discussions

Figure 3 show in the top the oscilloscope trace of the square shape pump pulses. Bottom traces show the fluorescence signal at room temperature clearly exhibiting an exponential time-decay.

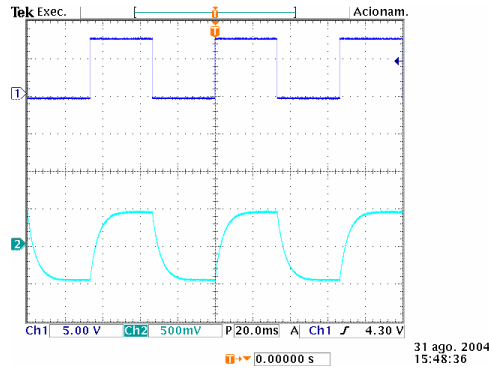


Figure 3. Oscilloscope traces of pump (top) and fluorescent (bottom) light signals at room temperature (23 °C).

A simple model suggested in Figure 3 of one-channel decay may be assumed as $I(t) = I_0 \exp[-t/\tau(T)]$. Figure 4 show the measurements of fluorescence time-decay τ against the temperature T with a typical relaxation time of 4.0-5.0 ms.

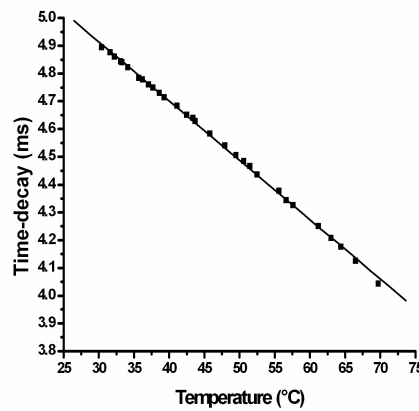


Figure 4. Fluorescence time-decay against the temperature T .

From the straight line slope shown at Figure 4 the sensitivity is calculated to be $22.5 \mu\text{s}/^\circ\text{C}$ corresponding to an estimated temperature resolution of $\sim 1^\circ\text{C}$. A sensitivity of $9 \mu\text{s}/^\circ\text{C}$ has been reported in the literature. However, our sample presented a larger sensitivity probably due to the reabsorption phenomena [3].

Plastic materials cannot withstand high temperatures as much as glasses. Standard POFs usually can operate up to $70\text{--}85^\circ\text{C}$. However, some special POFs have been developed mainly for harsh environment as in car networks applications. Some of those “high-temperature” POFs had been disclosed in the literature but still impose severe limitations for temperature sensing [2].

Table 1 show the attenuation given by the manufacturer for three POFs [4] corresponding to centre wavelengths of blue/green LEDs and ruby R-line (694 nm).

	470 nm	525 nm	694 nm
EH4001 (datacom-grade)	~ 0.10 dB/m	~ 0.10 dB/m	> 0.40 dB/m
DH4001 (heat-resistant, 115 °C)	0.95 dB/m	0.48 dB/m	0.40 dB/m
FH4001 (heat-resistant, PC core, 125 °C)	4.00 dB/m	2.70 dB/m	1.30 dB/m

Table 1. Attenuation of three POFs at some key wavelengths. PC = polycarbonate.

From Table 1 one can see that the EH4001 POF-probe attenuation is the same despite the use of blue or green LED regarding a maximum temperature of 85°C for which this POF can withstand.

Table 2 comparatively shows the attenuations for 10m of POF-probe length when a maximum temperature of 110°C is allow to be reached.

	470 nm (pump) and 694nm (fluorescence)	525 nm (pump) and 694nm (fluorescence)
EH 4001	$1.0 + 4.0 = 5.0$ dB	$1.0 + 4.0 = 5.0$ dB
DH4001	$9.5 + 4.0 = 13.5$ dB	$4.8 + 4.0 = 8.8$ dB
FH4001	$40.0 + 13.0 = 53.0$ dB	$27.0 + 13.0 = 40.0$ dB

Table 2. Attenuation for 10 m of POF-probe for each of the pump wavelength.

DH4001 and FH4001 can withstand up to 115 °C and 125 °C, respectively. However, our choice as “high temperature” POF-probe was the heat resistant-grade DH4001 (1 mm core with black XPE jacket) because it features total attenuation of 8.8 dB that is much smaller than 40.0 dB presented by FH4001 regarding the green LED as the excitation light source.

4) Concluding remarks

Some preliminary experimental results of a simple and low cost single-point one-probe-POF temperature sensor prototype based on time-decay of the ruby fluorescence pumped with blue (or green) ultra-bright LED is presented. The major drawbacks of polymer optical fibres are their restricted temperature range and relatively high losses. However many applications do not exceed a temperature of more than 100 °C and requires < 10m sensing distance. The best choice for temperatures up to 115 °C was the DH4001 as the POF-probe pumped with green LED. The developed prototype is quite compatible with a 1mm-core silica fibre or a hybrid POF + silica fibre-probe where the later may be put in contact with the hot surface to be sensed.

Acknowledgements: We would like to thank the Furnas Centrais Elétricas for the financial support of this research.

References

- [1] K. Asada and H. Yuuki, “Fiber optic temperature sensor”, 3rd POF’94, p. 49-51, Yokohama, Japan (1994).
- [2] R.M.Ribeiro, L.A. Marques-Filho and M.M. Werneck, “Fluorescent plastic optical fibers for temperature monitoring”, 12th POF’03, p. 282-285, Seattle, USA (2003).
- [3] D. Persegol, J.L. Lovato and V. Minier, “Thermal diagnosis of medium voltage switchboards: a cost-effective multi-point POF sensor”, 8th POF’99, p. 256-259, Chiba, Japan (1999).
- [4] Mitsubishi Rayon Company, www.mrc.co.jp.