

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO–USP
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

Artur Duarte Loureiro

**Projeto e Implementação de um
Controlador Digital para um Aparelho
Portátil Destinado a Testes de
Quantificação Sensitiva Térmica em
Lesados Medulares**

São Carlos
2014

Artur Duarte Loureiro

**Projeto e Implementação de um
Controlador Digital para um Aparelho
Portátil Destinado a Testes de
Quantificação Sensitiva Térmica em
Lesados Medulares**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola
de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São
Paulo.

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica

Orientador: Alberto Cliquet Júnior

São Carlos

2014

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

I892p Loureiro, Artur Duarte
Projeto e implementação de um controlador digital
para um aparelho portátil destinado a testes de
quantificação sensitiva térmica em lesados medulares /
Artur Duarte Loureiro; orientador Alberto Cliquet
Júnior. São Carlos, 2014.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2014.

1. Controle. 2. Planta térmica. 3. Sensibilidade
térmica. 4. Lesão medular. 5. Bioengenharia. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Artur Duarte Loureiro

Título: “Projeto e implementação de um controlador digital para um aparelho portátil destinado a testes de quantificação sensível térmica em lesados medulares”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 07/11/2014,

com NOTA 8,0 (oit, zero), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)

Profa. Associada Liliane Ventura Schiabel - (SEL/EESC/USP)

Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Homero Schiabel

Ao Arleise

Agradecimentos

Aos meus pais, pelas oportunidades que me deram de sempre seguir adiante.

Ao meu irmão pelo incentivo e auxílio durante os momentos em que pedras cruzaram o meu caminho.

Ao Colégio de São Bento do Rio de Janeiro, pela formação focada no saber como ferramenta libertadora, e onde todos os mestres sempre acreditaram em minha capacidade de dar muito mais do que eu oferecia.

A todos os amigos que cruzaram o meu caminho e que, de alguma forma, foram importantes em minha formação pessoal e profissional, em especial ao João Chico, ao Diadami, ao Desuó, à Brunna, ao Kushima, à Gabriela, ao Bruno e ao Pacheco, que me acompanharam neste curso que termina e compartilharam momentos que deixarão saudades.

A todos os Professores que desde o ensino das primeiras letras até a atualidade foram responsáveis, juntamente com meus pais, pela minha formação em sua totalidade.

À Dra Rosemary Moreno, médica neurologista do Hospital Sírio-Libanês no Estado de São Paulo, que me dedicou horas de seu tempo me auxiliando no entendimento de conceitos médicos usados neste trabalho.

Ao Sr. Daniel e à Dona Delma que desde meu primeiro ano em São Carlos me auxiliaram sempre que necessário.

Aos companheiros de trabalho com os quais tive a oportunidade de aprender bastante durante estágio na empresa DMC Equipamentos, os engenheiros Danilo, Rodrigo, Clóvis, Edson e Vinícius.

À Jussara, por toda a ajuda e informações oferecidas durante o curso, de forma clara e atenciosa, que me permitiram voltar mais atenção ao curso e menos para processos burocráticos.

Ao Professor Cliquet, pela ajuda oferecida, por me dar acesso livre ao seu laboratório e a oportunidade de realizar este projeto.

Ao Dr. Varoto, por todas as suas contribuições ao trabalho que, sem dúvidas, trouxeram grande enriquecimento para o mesmo.

À Professora Liliane, por aceitar o convite de participar da banca deste trabalho e pela confiança e pelo incentivo depositados.

À Professora Márcia Federson, por me encorajar e por acreditar no meu potencial desde o primeiro semestre do curso, pelo trabalho de iniciação científica o qual me orientou e por toda ajuda ao longo do caminho.

Aos demais professores com que tive contato durante o curso e que me animaram a continuá-lo com o mesmo entusiasmo, em especial ao Professor Evandro, ao Professor Hildebrando, ao Professor Marcio Gameiro, ao Professor Javier Ellena, à Professora Regilene Oliveira e ao Professor Richard Garratt.

À Universidade de São Paulo, em especial à Escola de Engenharia de São Carlos e ao Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, pelas experiências e pelo aprendizado que me foram oferecidos.

*“Tous les enfants sont fils et filles de Guillaume Tell;
ils ont tous une pomme en équilibre sur la tête.”*
(Daniel Pennac)

Resumo

Loureiro, A. D. **Projeto e Implementação de um Controlador Digital para um Aparelho Portátil Destinado a Testes de Quantificação Sensitiva Térmica em Lesados Medulares**. 81 p. Projeto de Formatura – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2014.

Este trabalho apresenta o projeto de um controlador digital para uma planta térmica e sua implementação em microcontrolador PIC18F252. Esta planta controlada cujo atuador é um módulo de peltier é usada em um aparelho portátil destinado a testes de quantificação sensitiva para temperatura já existente. O objetivo deste trabalho é que o controlador digital projetado e implementado tenha uma resposta mais rápida e menos oscilatória que o controlador anterior. Foram testadas duas formas diferentes de controle, um controle incremental e um controle Proporcional Integrativo (PI), e ambas atingiram o objetivo desejado. O controle PI se mostrou superior, uma vez que quase não provoca desgaste do atuador, enquanto o incremental causa bastante estresse térmico no atuador. O presente trabalho faz uma revisão teórica de pontos fundamentais para que se compreenda o uso do equipamento, abordando de forma explicativa a importância dos testes de quantificação sensitiva que poderão ser realizados com o equipamento.

Palavras-chave: Controle. Planta térmica. Sensibilidade térmica. Lesão medular. Bioengenharia.

Abstract

Loureiro, A. D. **Design and Implementation of a Digital Controller for Portable Device Intended for Quantitative Thermal Sensory Testing in Spinal Cord Injury Patients.** 81 p. Graduation Dissertation – São Carlos School of Engineering, University of São Paulo, 2014.

This paper presents the design of a digital controller for a thermal plant and its implementation in PIC18F252 microcontroller. This controlled plant whose actuator is a thermoelectric cooler module is used in an existing portable device intended for quantitative sensory testing for temperature. The objective of this work is that the designed and implemented digital controller has a faster and less oscillatory response than the previous one. We tested two different forms of control, an incremental control and a Proportional-Integral (PI) control, and both reached the desired goal. The PI control was superior, as it causes almost no damage to the actuator, while the incremental one causes heat stress enough on the actuator to damage it. This work presents also a theoretical review of key points to understanding the use of the equipment, explaining the importance of quantitative sensory tests that can be performed with the equipment.

Keywords: Control. Thermal plant. Thermal sensibility. Spinal cord injury. Bioengineering.

Lista de ilustrações

| | | |
|----------|--|----|
| Figura 1 | Guia para classificação na Escala de Deficiência da Associação Americana de Lesão Medular (ASIA) (AIS) | 27 |
| Figura 2 | Diferenciação anatômica entre lesões completas, discompletas e incompletas | 28 |
| Figura 3 | Diagrama de blocos do circuito | 35 |
| Figura 4 | Diagrama de Fluxo de Dados (DFD) do <i>software</i> | 37 |

Lista de tabelas

| | | |
|----------|--|----|
| Tabela 1 | Exame Força Muscular | 25 |
| Tabela 2 | Exame de Sensibilidade | 26 |
| Tabela 3 | Miôtomos e seus segmentos motores conforme definidos pela ASIA | 26 |
| Tabela 4 | Classificação na AIS | 26 |
| Tabela 5 | Teste do Conversor Analógico Digital (ADC) | 42 |
| Tabela 6 | Períodos medidos | 43 |

Lista de siglas

ACMA Arco completo de movimento ativo

AD Analógico Digital

ADC Conversor Analógico Digital

AIS Escala de Deficiência da ASIA

ASIA Associação Americana de Lesão Medular

CCP *Capture/Compare/PWM*

DFD Diagrama de Fluxo de Dados

ICD *In-Circuit Debugger*

IDE Ambiente de Desenvolvimento Integrado

LABCIBER Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação

LED Diodo Emissor de Luz

LPDC Limiar de Percepção de Dor induzida por Calor

LPDF Limiar de Percepção de Dor induzida por Frio

LPC Limiar de Percepção de Calor

LPF Limiar de Percepção de Frio

PI Proporcional Integrativo

PID Proporcional Integrativo Derivativo

PWM Modulação por Largura de Pulso

TQS Teste de Quantificação Sensitiva

TQST Teste de Quantificação Sensitiva para Temperatura

TQSTD Teste de Quantificação Sensitiva para Temperatura e para Dor

Sumário

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Introdução | 23 |
| 1.1 | Motivação | 23 |
| 1.2 | Objetivos | 24 |
| 1.3 | Organização da monografia | 24 |
| 2 | Fundamentos teóricos | 25 |
| 2.1 | Classificação de lesões medulares | 25 |
| 2.2 | Lesão medular completa discompleta | 28 |
| 2.3 | Dor neuropática | 29 |
| 2.3.1 | Relação com sensibilidade térmica | 29 |
| 2.4 | Fibras A δ e C | 29 |
| 2.5 | Teste de quantificação de sensitiva para temperatura e para dor (TQSTD) | 30 |
| 2.5.1 | Tipos de Teste de Quantificação Sensitiva para Temperatura e para Dor (TQSTD) | 31 |
| 3 | Desenvolvimento | 33 |
| 3.1 | <i>Hardware</i> | 33 |
| 3.1.1 | Alimentação | 33 |
| 3.1.2 | Atuador módulo de peltier | 33 |
| 3.1.3 | Transdutor LM35 | 34 |
| 3.1.4 | Contato com o paciente | 34 |
| 3.1.5 | Ventilador | 34 |
| 3.1.6 | Microcontrolador PIC18F252 | 34 |
| 3.1.7 | Circuito | 35 |
| 3.2 | Plataforma de desenvolvimento | 36 |
| 3.3 | <i>Software</i> | 36 |
| 3.3.1 | ADC de 10 bits | 37 |
| 3.3.2 | Modulação por Largura de Pulso (PWM) | 38 |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 3.3.3 | Timer | 38 |
| 3.3.4 | Controle | 38 |
| 4 | Resultados | 41 |
| 4.1 | Controle antigo | 41 |
| 4.2 | Controle incremental | 41 |
| 4.3 | Controle PI | 41 |
| 4.4 | Testes com o ADC | 42 |
| 4.5 | Medições dos períodos | 42 |
| 5 | Discussão | 45 |
| 5.1 | Controle | 45 |
| 5.2 | ADC | 45 |
| 6 | Conclusão | 47 |
| 6.1 | Trabalhos futuros | 47 |
| | Referências | 49 |
| | Apêndices | 53 |
| APÊNDICE A | <i>Software</i> Implementado: <i>main.c</i> | 55 |
| APÊNDICE B | <i>Software</i> Implementado: <i>defines.h</i> | 59 |
| APÊNDICE C | <i>Software</i> Implementado: <i>funcoes.c</i> | 61 |
| APÊNDICE D | <i>Software</i> Implementado: <i>funcoes.h</i> | 63 |
| APÊNDICE E | <i>Software</i> Implementado: <i>pwm.c</i> | 65 |
| APÊNDICE F | <i>Software</i> Implementado: <i>interrupts.c</i> | 67 |
| APÊNDICE G | <i>Software</i> Implementado: <i>interrupts.h</i> | 71 |
| APÊNDICE H | <i>Software</i> Implementado: <i>controle.c</i> | 73 |
| APÊNDICE I | <i>Software</i> Implementado: <i>controle.h</i> | 75 |
| | Anexos | 77 |
| ANEXO A | Padrões Internacionais para Classificação Neurológica de Lesados Medulares (ISNCSCI) | 79 |

Introdução

1.1 Motivação

A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social (BRASIL, 2013).

Tanto os estímulos nervosos enviados do cérebro aos músculos (vias eferentes), para realização de atividades motoras, quanto os estímulos nervosos da pele (e demais estruturas sensíveis) enviados ao cérebro (vias aferentes), relativos as modalidades sensitivas (tato, dor, temperatura, pressão e localização de partes do corpo no espaço) são transmitidos através da medula espinhal (MACHADO, 2000; REDE SARAH, 2013).

Pessoas que sofreram lesões na medula espinhal têm interrupção na condução de estímulos nervosos através dela. Uma lesão é dita completa quando não há função motora nem sensorial na região sacral, costuma-se supor também que, nestes casos, não há função motora nem sensorial abaixo do nível da lesão. Caso contrário ela é dita incompleta.

Dependendo da lesão, o caminho percorrido pelos sinais enviados por termorreceptores é cortado eliminando a sensibilidade térmica em partes do corpo abaixo deste corte. Para testes clínicos que avaliam quão preservada está a sensibilidade térmica do paciente, deve-se usar um equipamento para Teste de Quantificação Sensitiva para Temperatura (TQST).

A avaliação da sensibilidade térmica em lesados medulares é importante, uma vez que, em lesões incompletas, o nível de perda motora não é o mesmo da perda sensorial e este tipo de avaliação permite uma caracterização ampla de lesões medulares. Há, ainda, casos nos quais pacientes clinicamente com lesões medulares completas apresentam sensibilidade em regiões abaixo da lesão (FINNERUP et al., 2004). Além disso, alguns trabalhos apontam que lesados medulares que apresentam dores neuropáticas normalmente são mais sensíveis a estímulos térmicos do que os que não as apresentam (VAROTO et al., 2013; FINNERUP et al., 2003).

Este trabalho originou-se do elevado número de incidências de lesões medulares, na grande maioria dos casos ocasionada por acidentes dos mais variados, objetivando a im-

plementação de um controlador digital para uma planta térmica usada em um aparelho portátil para verificação de sensibilidade térmica o que virá a auxiliar na quantificação indireta de sensibilidade dolorosa em indivíduos com lesões medulares e na ampliação da atual classificação de lesão medular, muitas vezes tida como incoerente.

1.2 Objetivos

Este trabalho, realizado no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER), tem por objetivo o projeto e a implementação de um controlador digital para uma planta térmica usada em um aparelho portátil para verificação de sensibilidade térmica.

1.3 Organização da monografia

Este trabalho está organizado em 6 capítulos da seguinte forma:

- ❑ Introdução: Apresentação das motivações para o trabalho, de seus objetivos e da forma com este está organizado.
- ❑ Fundamentos teóricos: Apresentação de uma revisão teórica de tópicos de conhecimento necessário para compreensão do objetivo final do projeto.
- ❑ Desenvolvimento: Descrição dos componentes do *hardware* e das exigências do *software*.
- ❑ Resultados: Apresentação dos resultados obtidos ao término do projeto.
- ❑ Discussão: Discussão dos resultados obtidos.
- ❑ Conclusão: Apresentação das conclusões obtidas e de trabalhos futuros para aperfeiçoamento do projeto.

Fundamentos teóricos

Para se compreender a importância do equipamento, é necessário conhecimento das vias de condução de estímulos relacionados à temperatura, das classificações e dos graus de comprometimento das lesões medulares, da relação entre dor neuropática e sensibilidade térmica e das formas mais usuais de se realizar Teste de Quantificação Sensitiva (TQS).

2.1 Classificação de lesões medulares

A Associação Americana de Lesão Medular (ASIA) estabelece padrões para caracterização de lesões medulares, adotados como referência em muitas partes do mundo. Além disso, divulga manuais com o intuito de facilitar estas caracterizações (ASIA, 2008a; ASIA, 2008b; ASIA, 2013).

Do documento (ASIA, 2013), presente no Anexo A, foram traduzidas as tabelas 1, 2, 3 e 4 nas quais são apresentadas caracterizações quanto à força muscular, à sensibilidade, aos miótomos e à classificação da lesão na Escala de Deficiência da ASIA (AIS), respectivamente. Do mesmo documento foi traduzido o Guia para Classificação apresentado a seguir; sua forma de roteiro ajuda à compreensão das tabelas anteriores.

Tabela 1 – Exame Força Muscular

| | | |
|----|---|---|
| 0 | = | Paralisia total |
| 1 | = | Contração muscular visível ou palpável |
| 2 | = | Arco completo de movimento ativo (ACMA) com eliminação da gravidade |
| 3 | = | ACMA contra a gravidade |
| 4 | = | ACMA contra a gravidade e alguma resistência |
| 5 | = | ACMA contra a gravidade e resistência normal |
| 5* | = | ACMA contra a gravidade e resistência normal quando fatores inibitórios identificáveis (dor) estão ausentes |
| NT | = | Não testado |

Fonte: ASIA (2013), tradução nossa

Tabela 2 – Exame de Sensibilidade

| | | |
|----|---|---|
| 0 | = | Ausente |
| 1 | = | Alterado, percepção parcial ou alterada, incluindo hiperestesia |
| 2 | = | Normal |
| NT | = | Não testado |

Fonte: ASIA (2013), tradução nossa

Tabela 3 – Miótomos e seus segmentos motores conforme definidos pela ASIA

| | | |
|----|---|--|
| C5 | - | Flexores do cotovelo (bíceps braquial) |
| C6 | - | Extensores do punho (extensor radial longo e curto do carpo) |
| C7 | - | Extensores do cotovelo (tríceps) |
| C8 | - | Flexores dos dedos (flexores profundos do dedo médio) |
| T1 | - | Abdutores do dedo mínimo |
| L2 | - | Flexores do quadril (ileopsoas) |
| L3 | - | Extensores do joelho (quadríceps) |
| L4 | - | Dorsiflexores do tornozelo (tibial anterior) |
| L5 | - | Extensor longo dos dedos do pé (extensor longo do hálux) |
| S1 | - | Flexores plantares do tornozelo (tríceps sural) |

Fonte: ASIA (2013), tradução nossa

Tabela 4 – Classificação na AIS

| | | |
|----------------|---|--|
| A (completa) | - | não há função motora ou sensitiva preservada, incluindo incapacidade de contração anal e anestesia nos segmentos S4-S5 |
| B (incompleta) | - | Há função sensitiva, porém não há função motora preservada abaixo do nível neurológico, estendendo-se até os segmentos sacros S4-S5 |
| C (incompleta) | - | Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico possui no exame muscular grau abaixo de 3 (0, 1 ou 2) |
| D (incompleta) | - | Há função motora preservada abaixo do nível neurológico e a maioria dos músculos-chave abaixo do nível neurológico está com grau 3 ou mais |
| E (normal) | - | As funções sensitivas e motoras são normais em todos os segmentos, e o paciente apresentou déficits anteriores. |

Fonte: ASIA (2013), tradução nossa

Guia para Classificação (ASIA, 2013, tradução nossa):

1. Graduar pelo exame de sensibilidade ambos os dimídios

O nível sensorial é o dermatomo mais caudal, intacto tanto na avaliação tátil quanto na dolorosa.

2. Exame de motricidade em ambos os dimídios

O nível motor é classificado pelo segmento medular mais inferior cujo músculo-chave apresenta força grau 3, desde que os músculos-chave representados nos segmentos superiores tenham força normal.

Observação: em regiões onde não há como se testar, o nível motor é presumido como sendo o mesmo que o nível sensorial, se a função motora acima testável desse nível também for normal.

3. Determinar a altura da lesão neurológica

Isso se refere ao segmento mais caudal medular com a sensação intacta e função muscular classificada em grau 3 ou mais (capaz de vencer a gravidade).

4. Avaliar se a lesão é completa ou incompleta

Se há incapacidade de contração anal e anestesia nos segmentos S4-S5 significa que a lesão é completa, caso contrário mesmo que parcialmente será incompleta.

5. Guia para Escala de Deficiência da ASIA (AIS)

O Guia para Escala de Deficiência da ASIA (AIS) está esquematizado na Figura 1.

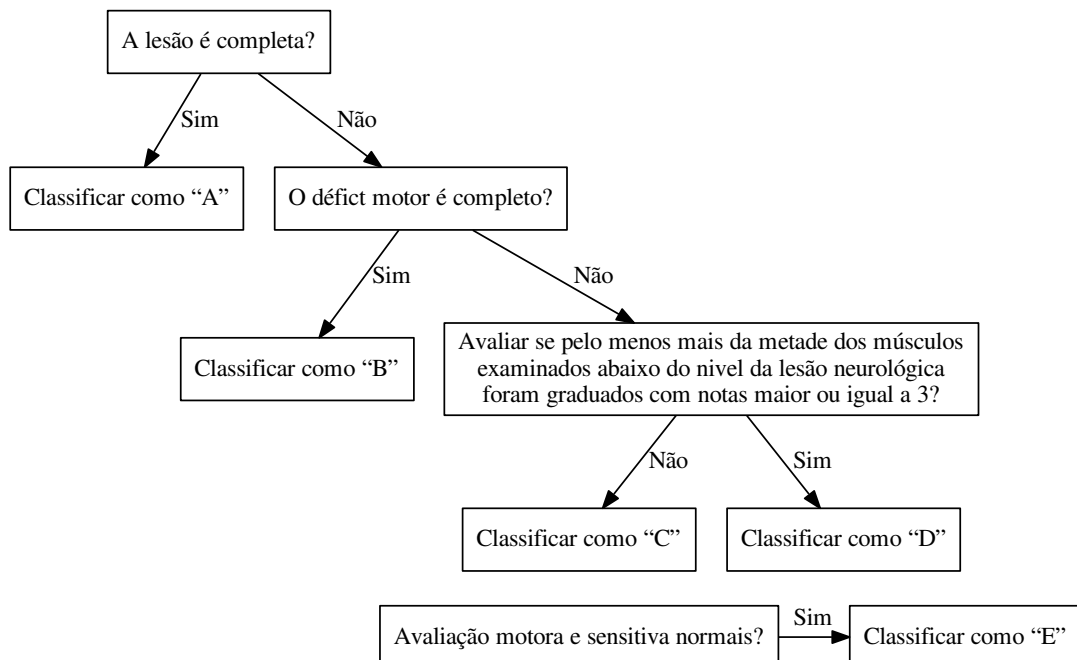


Figura 1 – Guia para classificação na AIS

Fonte: ASIA (2013, tradução nossa)

Durante muito tempo acreditou-se que pacientes com lesões medulares completas (sem função motora e sensitiva na região sacral) não poderiam ter função motora ou sensitiva em nenhuma região abaixo do nível da lesão, e, destes pacientes, os que reportavam dor neuropática ou sensações abaixo do nível da lesão eram tratados como se estivessem tendo delírios (dada a dificuldade de se medir sensibilidade por sua subjetividade e a influência de fatores psicológicos) até a publicação de Dimitrijevic (1987), na qual uma nova categoria de lesão completa foi criada e um novo termo foi cunhado para lesados medulares completos com evidências neurofisiológicas de influência cerebral residual em funções medulares abaixo do nível da lesão: *lesados medulares completos discompletos*.

2.2 Lesão medular completa discompleta

Estas descobertas nos levam a reexaminar nossos conceitos de lesões medulares completas e incompletas. Entre essas duas categorias, estudos clínicos neurofisiológicos podem claramente identificar uma nova categoria de lesões medulares “discompletas”¹. Esta categoria “discompleta” é representada pelos pacientes que atendem ao critério clínico de serem “completos” sem funções motoras volitivas e sensitivas abaixo do nível da lesão e ainda preservam alguma função motora residual que pode ser demonstrada [...], indicando funções e controle residuais ascendentes e descendentes (Figura 2) (DIMITRIJEVIC, 1987, p. 207, tradução nossa).

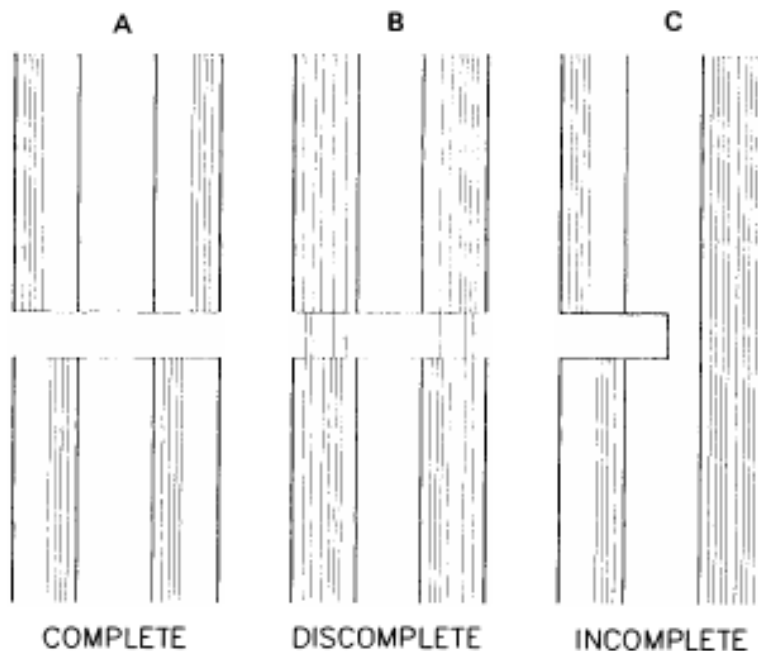


Figura 2 – Diferenciação anatômica entre lesões completas, discompletas e incompletas

Fonte: Dimitrijevic (1987, p. 207)

¹No original, em inglês, “discompleto”.

Enquanto Dimitrijevic (1987) focou na investigação da existência de lesões incompletas (parcialmente completas), Finnerup et al. (2004) investigaram a preservação de comunicação sensorial em lesados medulares completos chamando os que a preservavam de *lesados medulares discompletos sensorialmente*.

Conhecer vias que ainda conduzem estímulos nervosos, sobretudo em lesados medulares avaliados clinicamente como completos, permite que se avalie as estratégias de tratamentos de reabilitação, visando intensificação de funções neurais e, mesmo, o crescimento e o surgimento de axônios a partir dos sobreviventes com tratamentos de transferência genética (FINNERUP et al., 2004).

O conhecimento da comunicação neural mantida através de uma lesão na coluna vertebral em lesões clinicamente completas pode ter conseqüências para as estratégias de tratamento que visam melhorar a função ou brotamento colateral de axônios sobreviventes, para a pesquisa estudar mecanismos de dor neuropática e espasticidade, e para o médico (FINNERUP et al., 2004).

TQS é uma ferramenta que permite o estudo de quão preservadas estão fibras sensitivas.

2.3 Dor neuropática

A Dor Neuropática é definida como dor causada por lesão ou disfunção do sistema nervoso, como resultado da ativação anormal da via nociceptiva (fibras de pequeno calibre e trato espinotalâmico). As principais causas desta síndrome são: diabetes melito, neuralgia pós-herpética, neuralgia trigeminal, dor regional complexa, acidente vascular encefálico, esclerose múltipla, lesão medular, entre outros (SCHESTATSKY, 2008).

Aproximadamente 50% dos lesados medulares apresentam dores neuropáticas crônicas, sendo esta uma de suas maiores queixas (FINNERUP et al.; ANKE; STENEHJEM; STANGHELLE; SIDDALL et al., 2001, 1995, 1999 apud FINNERUP et al., 2003) (BONICA, 1991 apud VAROTO et al., 2013). Apesar da severidade, ainda são poucos os estudos sobre dor e seus mecanismos em lesados medulares (FINNERUP et al., 2003).

2.3.1 Relação com sensibilidade térmica

Segundo Varoto et al. (2013), TQST é um método de caracterizar e de estudar dores neuropáticas. Lesados medulares que apresentam dores neuropáticas normalmente são mais sensíveis a TQST (VAROTO et al., 2013; FINNERUP et al., 2003).

2.4 Fibras A δ e C

As fibras responsáveis pela transmissão de sensações térmicas e dolorosas são as fibras A δ e C. Sendo as fibras A δ fibras de largo diâmetro, mieliniadas e de alta velocidade de

condução, e as fibras C fibras de pequeno diâmetro, amielínicas e de baixa velocidade de condução. As fibras A δ transmitem sensações de temperaturas baixas e a dor informativa (consciente, inicial), estímulo que anuncia a vinda de um estímulo doloroso. As fibras C transmitem sensações de temperaturas altas e a dor aversiva (final), estímulo doloroso inibitivo.

2.5 Teste de quantificação de sensitiva para temperatura e para dor (TQSTD)

O TQSTD avalia toda a via nociceptiva, do receptor térmico à percepção do paciente, por meio dos limiares de diferentes modalidades sensitivas (SCHESTATSKY, 2008; FRUHSTORFER; LINDBLOM; SCHMIDT, 1976).

Mesmo o estímulo aplicado no paciente sendo um evento físico objetivo, a resposta que se obtém é um relato subjetivo do paciente, e, ainda, fatores psicológicos podem afetar a percepção sensorial do paciente, desta forma, a cooperação do paciente é fundamental em testes sensoriais (SHY et al., 2003). Diversos estudos avaliaram a influência de possíveis causas para variações do Limiar de Percepção de Calor (LPC), Limiar de Percepção de Frio (LPF), Limiar de Percepção de Dor induzida por Calor (LPDC) e Limiar de Percepção de Dor induzida por Frio (LPDF), entre elas: o tipo do equipamento usado, a temperatura de adaptação (temperatura inicial), a taxa de mudança da temperatura, o tamanho do estimulador, a idade, a raça, o gênero, o índice de massa corpórea, o consumo de cigarro, álcool e drogas, o lado testado, o local testado e a temperatura local da pele².

A comparação entre TQST diferentes só pode ser feita se utilizados o mesmo tipo de equipamento, com a mesma calibração, a mesma metodologia e o mesmo algoritmo de teste (HAGANDER et al., 2000).

Normalmente, limiares de percepção térmica aumentam com a idade (YARNITSKY; SPRECHER, 1994; ROLKE et al., 2006).

Diferentes valores de limiares de percepção térmicos são obtidos quando varia-se o local do corpo analisado, porém esta variação é muito pequena se comparada à variação entre indivíduos diferentes (FRUHSTORFER; LINDBLOM; SCHMIDT, 1976).

Rolke et al. (2006) observaram que o parâmetro que causa maior variação dos limiares térmicos é a região do corpo estudada (muito maior do que idade ou gênero) e que variando a região do corpo, deveriam variar também os valores de referência.

O TQST está cada vez mais sendo usado para avaliações de funções do sistema nervoso periférico em exames clínicos e em pesquisas. Os testes devem seguir padrões para que os estímulos térmicos sejam idênticos em duração e intensidade, para assegurar sua reprodutibilidade (HAGANDER et al., 2000).

²Cf. HAGANDER et al., 2000

Em TQS, apenas uma modalidade sensitiva deve ser testada por vez, tomando-se precauções para que as demais não interfiram no teste realizado. Em um TQST, o estimulador deve permanecer repousado sobre a pele do paciente realizando uma pressão constante para que não haja interferências de outras sensações (FRUHSTORFER; LIND-BLOM; SCHMIDT, 1976; DYCK; O'BRIEN, 1999).

TQS é potencialmente útil para identificação de anomalias em fibras sensitivas e aferição de perdas sensoriais para estudos clínicos e pesquisas, porém seus resultados não poder ser o único critério para se diagnosticar patologias (SHY et al., 2003; DYCK; O'BRIEN, 1999).

Além de lesados medulares, TQST também devem ser usado para avaliação de perda termossensitiva de pacientes com neuropatias como hanseníase e diabetes, por afetarem fibras nervosas sensitivas (DYCK; O'BRIEN, 1999).

O tamanho do estimulador também tem influência nos valores de limiares de percepção térmicos; pelo fenômeno de somação das fibras cutâneas na região estimulada, quanto maior o estimulador, menor a intensidade que o estímulo deve ter para alcançar estes limiares (RODRIGUES JÚNIOR, 2011).

Quanto mais baixa a temperatura de adaptação do equipamento, mais alto o LPC e mais baixo o LPF detectados (HILZ; GLORIUS; BERIC, 1995).

Quanto maior a taxa de variação do estímulo aplicado, maiores os limiares de percepção térmicos (DYCK et al., 1993).

2.5.1 Tipos de TQSTD

Para aferir limiares de percepção térmicos pode-se utilizar de um método no qual o tempo de reação altera o resultado (estímulos são gradualmente aumentados a partir de uma temperatura de adaptação) ou um outro método no qual o tempo de reação não afeta o resultado (estímulos de intensidade pré-determinada), em ambos os casos o paciente não tem acesso à temperatura do estimulador para que não haja interferência psicológica (YARNITSKY et al., 1995).

Estímulos com intensidade pré-determinada

Neste tipo de teste, são seguidos os passos abaixo:

1. Define-se a temperatura de adaptação, o valor para o passo com que a temperatura do atuador irá variar inicialmente e o passo mínimo que será usado no final do teste.
2. O estimulador atinge a temperatura de teste e repousa sobre a pele do paciente durante alguns segundos e é retirado.
3. Caso o paciente não sinta a sensação esperada, aumenta-se o estímulo com o passo pré-definido e repete-se a etapa anterior.

4. Caso o paciente sinta, diminui-se o estímulo de um valor igual a metade do último passo usado, e, a partir deste ponto, a cada mudança na intensidade do estímulo aplicado o passo será dividido por dois até que se atinja o passo mínimo. Repete-se a etapa de teste.
5. O valor de limiar obtido é média entre o último valor sentido e o último valor não sentido.

Estímulos com intensidade crescente a partir de uma temperatura inicial

Neste tipo de teste, o estimulador atinge a temperatura de adaptação e é repousado sobre a pele do paciente. A intensidade dos estímulos é aumentada em uma taxa fixa (normalmente entre $\pm 1^{\circ}\text{C}/\text{s}$ e $\pm 5^{\circ}\text{C}/\text{s}$), até que o paciente sinalize que sentiu a sensação esperada ou que a temperatura do estimulador esteja entrando em uma faixa que pode causar danos ao paciente. O valor de limiar obtido é o medido no momento da interrupção, que sempre será superior ao limiar de percepção, uma vez que entre a percepção da sensação e a interrupção da progressão, tem-se o tempo de reação no qual a intensidade do estímulo teve aumento e, portanto, os valores obtidos de temperatura são mais elevados para o LPC e mais baixos para o LPF (HILZ; GLORIUS; BERICÍ, 1995; YARNITSKY et al., 1995).

Comparação entre os dois tipos de teste

Quanto a sensibilidade e especificidade, não há diferença entre esses tipos de testes. Se por um lado o teste que inclui tempo de reação tem esta pequena desvantagem, por outro ele demanda menos tempo para ser realizado e permite uma avaliação mais detalhada de hiperalgesia a calor e a frio (YARNITSKY; SPRECHER, 1994; SHY et al., 2003).

Desenvolvimento

3.1 *Hardware*

O *hardware* do equipamento já havia sido desenvolvido no LABCIBER em um trabalho anterior (VAROTO et al., 2014). Ele consiste em alimentação; caixa de controle, onde estão microcontrolador, Diodo Emissor de Luz (LED) informativo, botões de controle, estágio de potência, filtro analógico e seus circuitos associados; e peça de mão, onde estão módulo de peltier, transdutor LM35, dissipador, ventilador e placa de alumínio.

A caixa de controle é alimentada por baterias e a ela é conectada a peça de mão, a parte do equipamento que entra em contato com o paciente.

3.1.1 Alimentação

O circuito é alimentado por duas baterias de 12 volts, da família UNIPOWER da Unicoba, modelo UP1250, 12V, 5Ah, dispensando que seja ligado à rede. Isto lhe confere portabilidade e a segurança de, em caso de falhas que levem a curtos internos indesejados, não haver risco ao paciente em ser ligado direto à alimentação.

3.1.2 Atuador módulo de peltier

O módulo de peltier utilizado, da Melcor, atinge uma diferença de temperatura máxima de 67°C entre suas faces, pode bombear até $3,56\text{W}$ entre elas, opera com baixo consumo, sua corrente máxima é de 800mA e tensão máxima, $7,98\text{V}$, temperatura de operação varia de -150°C a 80°C . Suas dimensões são $11,5\text{ mm} \times 9,1\text{ mm} \times 2,4\text{ mm}$ (largura x comprimento x altura).

O circuito foi planejado para que o componente ficasse montado na peça de mão de forma que tensões negativas resfriassem a face de interesse e tensões positivas a esquentassem.

3.1.3 Transdutor LM35

O sensor de temperatura LM35 da National Semiconductor possui baixa impedância de saída, precisão de $\pm 0,75^{\circ}\text{C}$, trabalha de -55°C a 150°C , uma faixa bem superior a necessária no projeto e não requer calibração externa. Além disto é de baixo custo. Sua sensibilidade é de $10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$, ou seja, tem saída linear proporcional a temperatura em Celsius, sendo 0V a 0°C e 1V a 100°C .

3.1.4 Contato com o paciente

Uma placa de alumínio foi colocada com pasta térmica em contato com o atuador e com o sensor de temperatura. É a superfície desta placa que entra em contato direto com o paciente. Suas dimensões são $16\text{ mm} \times 16\text{ mm}$.

3.1.5 Ventilador

Como o módulo de peltier trabalha bombeando calor da face mais fria para a mais quente, é interessante que se tente manter a menor diferença de temperatura possível entre as duas faces. Assim, além do dissipador colocado na face que não é usada diretamente, foi colocado um ventilador para aumentar as trocas de calor do dissipador com o ambiente, melhorando o desempenho do atuador, sobretudo em temperaturas muito altas ou muito baixas. O acionamento do ventilador é controlado pelo usuário por meio de um botão localizado na caixa de controle do equipamento.

3.1.6 Microcontrolador PIC18F252

O microcontrolador PIC18F252 da Microchip Technology atende as necessidades do projeto por possuir pinos suficientes para todos os periféricos, ADC para fazer a leitura de temperatura a partir da tensão recebida pelo transdutor LM35 e PWM para controle do atuador (módulo de peltier).

ADC

O PIC18F252 possui ADC de 10 bits, o que pode fornecer uma precisão além da necessária, dependendo dos valores das tensões de referência (V_{REF}).

A porta AN0 (canal 0) foi ligada à saída do LM35 para fazer a leitura da temperatura medida pelo transdutor.

Optou-se por não usar tensão de referência (V_{REF}) externa.

LED

Foi usado um transistor BC548 como chave para o acionamento de um LED informativo. A porta RA3 do PIC foi conectada a este transistor para controlar seu chaveamento.

PWM

Uma porta *Capture/Compare/PWM* (CCP) do PIC (RC2/CCP1) foi conectada a um filtro de Sallen-Key passa-baixa para converter o sinal do PWM em um nível contínuo.

Não é interessante controlar um peltier diretamente com PWM pelo aumento de estresse térmico no componente causado pela expansão térmica.

3.1.7 Circuito

O transdutor leva o valor da temperatura no peltier e na placa de alumínio para o PIC, que tem a si conectados displays de 7 segmentos, que exibem constantemente a temperatura atual medida e a temperatura de controle, e botões que configuram a temperatura de controle. Do PIC sai um sinal PWM para o controle do peltier, este sinal passa por um filtro passa-baixa e é convertido em um sinal contínuo que por sua vez passa por um amplificador diferencial e chega em um estágio *push-pull* cuja saída, que alimenta o peltier, é usada também como realimentação para o amplificador diferencial. O diagrama de blocos do circuito pode ser visto na Figura 3. Além disso, o ventilador da peça de mão é acionado por um botão independente localizado na caixa de controle.

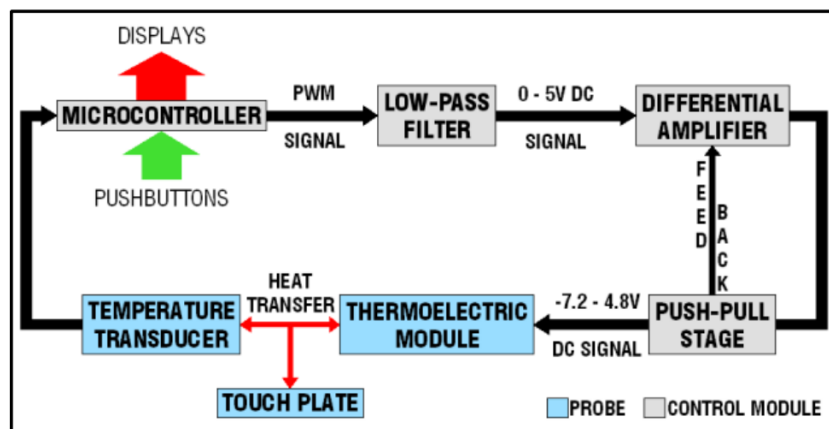


Figura 3 – Diagrama de blocos do circuito

Circuito analógico

O sinal PWM (0V-5V) depois do filtro passa-baixa é convertido em um sinal contínuo de 0 a 5V dependendo do *duty-cycle* do PWM. O amplificador diferencial usa um amplificador operacional como elemento ativo, com sua entrada inversora fixa em 5V, de forma que sua saída é um nível contínuo entre -7,2V e 4,8V, faixa requerida para controle do módulo de peltier. Apesar da tensão estar correta, o amplificador diferencial não consegue fornecer a potência necessária, por isso foi usado um estágio *push-pull* com MOSFETS com ganho unitário que também realimenta o amplificador diferencial, reduzindo distorções no sinal.

3.2 Plataforma de desenvolvimento

Para o desenvolvimento do *software*, em linguagem C, do equipamento foram utilizados o Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) MPLAB[®] X IDE v2.20, o compilador MPLAB[®] XC8 v1.32 e o programador e *In-Circuit Debugger* (ICD) MPLAB[®] ICD3, ambos da Microchip Technology.

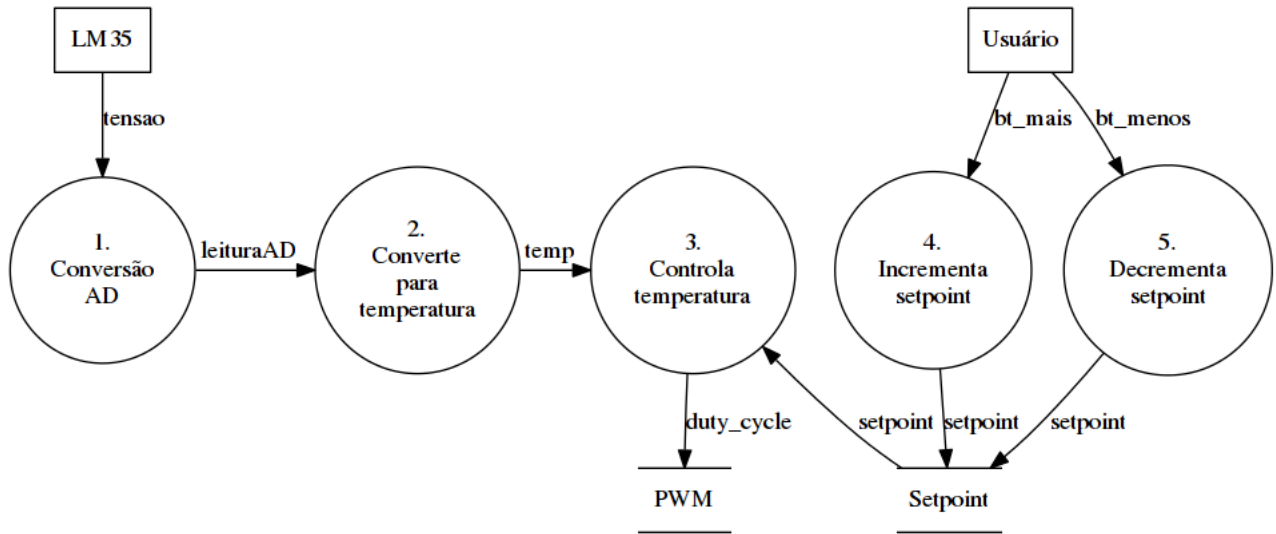
O MPLAB[®] X IDE fornece ambiente de edição, de compilação (com suporte ao MPLAB[®] XC8) e de programação e de depuração (com suporte ao MPLAB[®] ICD3).

3.3 Software

Com o *hardware* encontrado pronto, havia um microcontrolador com um *software* gravado, *software* este inacessível. Foram, então, feitos dois novos *softwares* para o controle da temperatura do atuador, objetivando resultados superiores ao do *software* antigo. Estes novos *softwares* podem ser conferidos no Apêndices A, B, C, D, E, F, G, H e I; e variam apenas em diretivas de compilação (`#define`, `#ifndef`, `#elseif` e `#endif`), em um deles foi usado um controle incremental e no outro um controle PI. Um DFD do *software* pode ser conferido na Figura 4 e a especificação dos processos está a seguir, apresentando o funcionamento do *software*. Mais detalhes dos processos estão apresentados após a especificação dos processos.

Especificação dos Processos

- **1. Conversão AD:** O ADC converte a tensão lida no sensor LM35 em um valor de até 10 bits.
- **2. Converte para temperatura:** Este valor da conversão Analógico Digital (AD) é convertido, por sua vez, em um valor correspondente à temperatura lida pelo sensor.

Figura 4 – DFD do *software*

Fonte: os autores

- ❑ **3. Controla temperatura:** O controle, em ambos os casos, incremental e PI, recebe os valores da temperatura de controle e da temperatura lida pelo sensor, calcula o erro e a partir dele gera uma saída que é usada como *duty-cycle* do PWM.
- ❑ **4. Incrementa *setpoint*:** Quando o botão de incremento é pressionado a temperatura de controle é incrementada em uma unidade.
- ❑ **5. Decrementa *setpoint*:** Quando o botão de decremento é pressionado a temperatura de controle é decrementada em uma unidade.

3.3.1 ADC de 10 bits

O canal 0 (porta AN0), ligado a saída do LM35, foi selecionado para receber o valor a ser convertido.

A frequência da conversão configurada foi de $F_{OSC}/64$ (a mínima) para melhorar a precisão da conversão.

Como optou-se por não usar tensão de referência (V_{REF}) externa, deixou-se V_{DD} e V_{SS} como V_{REF+} e V_{REF-} , respectivamente.

$$V_{REF+} = V_{DD} = 5V; \quad V_{REF-} = V_{SS} = 0V$$

A saída do transdutor não foi amplificada e o equipamento opera na faixa de temperatura de 0°C a 60°C .

Uma entrada de $5V$ é convertida para o valor $2^{10} - 1 = 1023$ e uma entrada de $0V$, para o valor 0. A conversão é linear, portanto para se obter a tensão de entrada a partir do valor

convertido basta multiplicá-lo por $\frac{5}{1023} = 0,0048876$. Desta forma, percebe-se que com apenas os 8 bits menos significativos dos 10 da conversão pode-se ler: $255 \frac{5}{1023} = 1,2463V$, o equivalente a $124^{\circ}C$, muito acima até da temperatura máxima de operação do peltier.

O valor da conversão AD é salvo no registrador *ADRES* de 16 bits, que é composto por *ADRESH* (mais significativo) e *ADRESL* (menos significativo). Em razão do explicado anteriormente, *ADRESH* é sempre nulo e o valor de *ADRES* (16 bits) é idêntico ao de *ADRESL* (8 bits).

Quando o bit $\overline{GO/DONE}$ do registrador *ADCON0* é setado, a conversão AD é iniciada, e ele é zerado por *hardware* quando a conversão está completa.

Foi implementada uma interrupção de alta prioridade para a conversão AD. Como mostrado acima, o valor convertido deve ser multiplicado por 0,0048876 para se obter a tensão de entrada. Como a tensão de entrada é numericamente igual a um centésimo ($10mV/^{\circ}C$) do valor da temperatura, em Celsius, para transformar o valor da conversão no valor da temperatura lida, basta multiplicá-lo por 0,48876. Para simplificar o processamento sem perdas, levando em conta que o valor da multiplicação será arredondado para um inteiro, o valor convertido posteriormente é multiplicado por 0,49, indicando, então, a temperatura lida.

3.3.2 PWM

O PWM foi configurado no pino CCP1, setando-se o modo PWM. O período do PWM é dado em função da configuração do Timer 2:

$$PWM_{periodo} = (PR2 + 1) \cdot 4 \cdot T_{OSC} \cdot Timer2_{prescale}$$

Da forma que foi configurado:

$$PWM_{periodo} = (255 + 1) \cdot 4 \cdot 27 \cdot 10^6 \cdot 4 = 151,7\mu s$$

3.3.3 Timer

A configuração do Timer 2 que não entra na configuração do PWM é o valor de *postscale*, que foi mantido 1:1, de forma que o período do Timer 2 ficasse idêntico ao do PWM, ou seja, $151,7\mu s$.

3.3.4 Controle

Conforme já dito, foram implementados controles incremental e PI. A atuação do controle, em ambos os casos, ocorre a cada 10 estouros do *Timer 2*. Para seleção do controle incremental, deve-se manter a linha `#define __INCREMENTAL__` e comentar a linha `#define __PID__` do arquivo `#defines.h` (Apêndice B). Para seleção do controle PI deve-se fazer o oposto.

Controle Incremental

O controle incremental consiste em incrementar ou decrementar o valor do *duty-cycle* do PWM em um valor fixo caso a temperatura medida seja menor ou maior que a de controle, respectivamente.

A função que realiza este controle no *software* é:

```
void controle_incremental(signed char erro);
```

e está no arquivo `controle.c` (Apêndice H). O incremento ou decremento realizado pelo controle é de 1, ou seja, 1% do *duty-cycle*.

Controle PI

Em controladores do tipo PI e Proporcional Integrativo Derivativo (PID), deve-se atentar ao efeito *wind-up*, e é uma boa prática o uso de algum método *anti-wind-up* para evitá-lo.

O efeito *wind-up* se deve ao fato de atuadores possuírem limites, neste caso o controle do módulo de peltier é feito com um PWM cujo *duty-cycle* aceita valores de 0% a 100%. Quando a ação de controle satura (atinge valores superiores ao máximo ou inferiores ao mínimo), a ação integral continua integrando (somando) o erro, podendo levar o termo integral a valores muito grandes (saturação positiva) ou muito pequenos (saturação negativa), o que exigirá que o erro permaneça por muito tempo com o sinal oposto para cancelar o valor do termo integral. Desta forma, o controle apresenta resposta lenta e oscilatória.

Alguns métodos de *anti-wind-up* são:

- ❑ Criar uma realimentação negativa no termo integrador com o valor da diferença entre o valor que a ação de controle teria sem saturação e o valor da saturação, com um ganho k_T ;
- ❑ Não integrar o erro nos casos em que há saturação e a integração do erro contribui para esta saturação;
- ❑ Definir valores para saturação positiva e negativa do termo integrador.

Em testes preliminares, o método de realimentar o termo integrador se comportou melhor e foi o implementado com $k_T = 0,002$.

A função que realiza o controle PI no *software* é:

```
signed char pid_controle(signed char erro);
```

e está no arquivo `controle.c` (Apêndice H).

O controlador usado possui $k_P = 6$ e $k_I = 3,2$, sua saída foi programada para saturar nos limites do PWM, ou seja, em 0 e em 100.

Resultados

4.1 Controle antigo

O controle que já estava implementado apresentou muitas oscilações mesmo para temperaturas próximas da ambiente. Mesmo assim foi capaz de estabilizar a temperatura do atuador, em alguns casos depois de minutos. Para temperaturas inferiores a 10°C e superiores a 48°C a resposta é muito lenta e oscilatória.

Este controle se perde para temperaturas de controle muito distantes da temperatura medida.

4.2 Controle incremental

O controle incremental foi extremamente rápido, levando menos de 1s para variar 1°C na faixa de 15°C a 48°C . Para temperaturas fora desta faixa, o controle apresentou resposta transitória rápida e com poucas oscilações.

Este controle não se perde para temperaturas de controle muito distantes da temperatura medida, mas se torna muito lento.

4.3 Controle PI

O controle PI também apresentou resposta rápida para temperaturas próximas da ambiente, levando menos de 1s para variar 1°C na faixa de 22°C a 42°C . Porém para temperaturas mais extremas as oscilações chegaram à amplitude de 2°C para mais e para menos, estabilizando depois de menos de 30s.

Este controle se perde para temperaturas de controle muito distantes da temperatura medida.

4.4 Testes com o ADC

Para certificar que o ADC não cometeria erros na leitura do transdutor, foram realizados testes em bancada com entradas conhecidas provenientes de uma fonte de bancada PS280 da Tektronix e com valores conferidos por um multímetro DMM157 da Tektronix. Os valores da conversão AD e da conversão feita no *software* para o valor correspondente à temperatura foram lidos durante depuração (*debugging*) realizado com o MPLAB[®] X IDE v2.20 e com o MPLAB[®] ICD3. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 5. O PIC foi alimentado com 5,00V.

Tabela 5 – Teste do ADC

| $V_{entrada}$ | leitura AD | saída correspondente à temperatura |
|---------------|------------|------------------------------------|
| 0 | 0 | 0 |
| 2,1 mV | 0 | 0 |
| 6,2 mV | 1 | 0 |
| 12,4 mV | 3 | 1 |
| 26,4 mV | 5 | 2 |
| 31,6 mV | 7 | 3 |
| 42,9 mV | 9 | 4 |
| 67,5 mV | 13 | 6 |
| 82,9 mV | 17 | 8 |
| 117,5 mV | 23 | 11 |
| 172,8 mV | 35 | 17 |
| 231,9 mV | 47 | 23 |
| 260,8 mV | 53 | 25 |
| 0,308 V | 64 | 31 |
| 0,376 V | 76 | 37 |
| 0,434 V | 89 | 43 |
| 0,508 V | 105 | 51 |
| 0,560 V | 115 | 56 |
| 0,625 V | 127 | 62 |
| 0,715 V | 146 | 71 |
| 0,828 V | 168 | 82 |
| 0,977 V | 199 | 97 |

Fonte: os autores

4.5 Medições dos períodos

Colocando um pino do PIC para oscilar quando o evento de interesse acontecia e com a ajuda de um osciloscópio TDS 1002 da Tektronix, pode-se medir o tempo dos seguintes eventos:

- Conversão AD;

- ❑ Conversão AD somada a conversão da leitura AD em valor correspondente a temperatura;
- ❑ Período do *Timer 2*;
- ❑ Período com que o controle atua (10 vezes período do *Timer 2*).

Além disso, foi medido também o período do PWM usando sua própria oscilação. Estes valores estão apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Períodos medidos

| | |
|----------------------------------|-------------|
| ADC mais conversão da leitura AD | 198 μ s |
| ADC | 38 μ s |
| PWM | 152 μ s |
| Timer2 | 152 μ s |
| Atuação do controle | 1,51 ms |

Fonte: os autores

Discussão

5.1 Controle

Em variações muito elevadas de temperatura, a resposta do módulo de peltier é lenta, o que por si só pode comprometer o controle. Porém, o uso desejado do equipamento, realização de TQST, não exige do controle variações bruscas de temperatura.

Controlador antigo

Como não houve contato com o *software* antigo, não é possível afirmar com certeza o que levou o controle ao comportamento observado.

Controlador incremental

O controle incremental apresenta uma resposta rápida e não oscilante (com exceções em valores bem extremos) pelo fato do controle atuar com uma frequência alta, ajustando rapidamente a saída para valores bem altos quando a temperatura medida é inferior a de controle e ajustando para valores bem baixo caso contrário.

Controlador PI

O controlador PI apresenta uma resposta satisfatória para variações de temperatura não muito elevadas. Para variações elevadas, a ação *anti-wind-up* tem um efeito indesejado, uma vez que a saturação é elevada por causa do termo proporcional e do erro que tem valor absoluto alto.

5.2 ADC

A redução da frequência da conversão AD, não prejudicou em nada o funcionamento do aparelho, e o ganho de precisão foi considerável. Porém a precisão alcançada não foi

satisfatória, apesar de apresentar valores incorretos em poucos casos, a precisão usado é de 1°C, o que representa um erro que não pode ser ignorado.

Conclusão

Ambos os controles, incremental e PI, implementados apresentaram resultados superiores ao controle antigo. O controle incremental se mostrou mais eficaz em temperaturas próximas de 0°C e próximas de 60°C , porém o controle PI não causa tanto estresse ao módulo de peltier quanto o incremental que trabalha com variações bruscas em sua alimentação o que pode causar danos ao componente. De forma, o controle PI é o que alia maior segurança (durabilidade dos componentes) e precisão dos analisados.

O equipamento, da forma com está, é capaz de realizar apenas TQST com estímulos com intensidade pré-determinada, com margem de erro alta (1°C , margem de erro do ADC). Para que se possam realizar TQST com intensidade crescente, é necessário que o controle seja mais rápido e que haja incremento automático da temperatura de controle, o que exigiria do aparelho uma forma de configurar o tipo de teste a ser realizado e um controle mais rápido.

6.1 Trabalhos futuros

Melhorias que o trabalho propõe para o equipamento são:

- ❑ Melhorar a precisão do ADC: mesmo sendo poucos os casos em que apresenta erros, a precisão está baixa, na unidade (1°C), e pode ser melhorada com o uso de uma V_{REF+} inferior a 5V e superior a 600mV, preferencialmente na faixa de 700mV a 1,5V. Pode-se aproveitar a porta analógica que não foi usada.
- ❑ Na peça de mão, ao redor do atuador, há uma estrutura de polipropileno que fornece uma sensação confusa de frio mesmo com o atuador quente: a peça de mão deveria ser remodelada ou, pelo menos, ter esta estrutura substituída.
- ❑ O atuador não é capaz de manter troca de calor por muito tempo sem que aumente de temperatura e reduza o fluxo de calor: a adição de um novo módulo de peltier em cascata diminuiria, podendo até resolver, o problema, além de aumentar a velocidade de resposta do atuador.

- ❑ O software atual do aparelho permite apenas TQST com intensidade pré-determinada: com um controle mais rápido seria possível realizar TQST com intensidade crescente, implementando-se incrementos na temperatura de controle a cada segundo, usando o *Timer 2* que já está configurado ou configurando um novo *timer* para esta função. Caso seja usada V_{REF+} , conforme proposto para melhora na precisão do ADC, não restarão portas do microcontrolador para seleção entre as modalidades de teste, uma opção seria combinações de cliques nos botões que configuram a temperatura de controle ou clique simultâneo de ambos os botões.
- ❑ O controle PI implementado se perde quando a variação entre temperatura medida e de controle é muito elevada: apesar do equipamento trabalhar com variações pequenas de temperatura em suas aplicações práticas, motivo pelo qual não houve preocupações com este caso, uma mudança no método *anti-wind-up* usado, nos casos de erro elevado, pode resolver este problema.

Referências

ANKE, A. W.; STENEHJEM, A. E.; STANGHELLE, J. K. Pain and life quality within 2 years of spinal cord injury. **Paraplegia**, 1995. International Spinal Cord Society, v. 33, n. 10, p. 555–559, Oct 1995. ISSN 0031-1758. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1038/sc.1995.120>>.

ASIA. **International Standards for Neurological Classifications of Spinal Cord Injury (ISNCSCI): Key Sensory Points**. June 2008.

_____. **International Standards for Neurological Classifications of Spinal Cord Injury (ISNCSCI): Motor Exam Guide**. June 2008.

_____. **International Standards for Neurological Classifications of Spinal Cord Injury (ISNCSCI): Exam Worksheet**. Rev 02/13. 2013.

BONICA, J. J. Pain and central nervous system disease: The central pain syndromes. In: Casey, K. L. Raven Pr. New York: Raven Pr, 1991. cap. Introduction: semantic, epidemiologic, and educational issues, p. 13–29.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**. Brasília : Ministério da Saúde, 2013.

DIMITRIJEVIC, M. R. Neurophysiology in spinal cord injury. **Paraplegia**, 1987. v. 25, p. 205–208, 1987.

DYCK, P. J.; O'BRIEN, P. C. Quantitative sensation testing in epidemiological and therapeutic studies of peripheral neuropathy. **Muscle & Nerve**, 1999. v. 22, n. 6, p. 659–662, June 1999.

DYCK, P. J. et al. Cool, warm, and heat-pain detection thresholds: Testing methods and inferences about anatomic distribution of receptors. **Neurology**, 1993. v. 43, n. 8, p. 1500–1508, August 1993.

FINNERUP, N. B. et al. Sensory perception in complete spinal cord injury. **Acta Neurologica Scandinavica**, 2004. v. 109, p. 194–199, 2004.

_____. Sensory function in spinal cord injury patients with and without central pain. **Brain**, 2003. v. 126, p. 57–70, 2003.

_____. Pain and dysesthesia in patients with spinal cord injury: A postal survey. **Spinal Cord**, 2001. v. 39, n. 5, p. 256–262, 2001. ISSN 1362-4393.

FRUHSTORFER, H.; LINDBLOM, U.; SCHMIDT, W. C. Method for quantitative estimation of thermal thresholds in patients. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, 1976. v. 39, n. 11, p. 1071–1075, 1976. Disponível em: <<http://jnnp.bmj.com/content/39/11/1071.abstract>>.

HAGANDER, L. G. et al. Quantitative sensory testing: Effect of site and skin temperature on thermal thresholds. **Clinical Neurophysiology**, 2000. v. 111, n. 1, p. 17–22, 2000.

HILZ, M. J.; GLORIUS, S.; BERIĆ, A. Thermal perception thresholds: influence of determination paradigm and reference temperature. **Journal of Neurological Sciences**, 1995. v. 129, n. 2, p. 135–140, 1995.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. 2a ed., Atheneu, 2000.

MICROCHIP TECHNOLOGY. **PIC18FXX2 Data Sheet**. 2002.

REDE SARAH. **Lesão Medular - Informações sobre doenças tratadas**. 2013. Disponível em: <http://www.sarah.br/Cvisual/Sarah/AA-Doencas/po/p_08_lesao_medular.html>. Acesso em: 10 dez 2013.

RODRIGUES JÚNIOR, I. A. **Correlação entre densidade de fibras nervosas em biópsia de pele e teste de quantificação da sensibilidade térmica em pacientes com hanseníase**. Tese (Mestrado) — UFMG, Fevereiro 2011. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/1843/BUOS-8QCPJG>>.

ROLKE, R. et al. Quantitative sensory testing in the german research network on neuropathic pain (dfns): Standardized protocol and reference values. **Pain**, 2006. v. 123, n. 3, p. 231–243, 2006. ISSN 0304-3959. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304395906001527>>.

SCHESTATSKY, P. Definição, diagnóstico e tratamento da dor neuropática. **Revista HCPA**, 2008. v. 28, n. 3, p. 177–187, 2008.

SHY, M. E. et al. Quantitative sensory testing: Report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the american academy of neurology. **Neurology**, 2003. v. 60, n. 6, p. 898–904, Março 2003.

SIDDALL, P. J. et al. Pain report and the relationship of pain to physical factors in the first 6 months following spinal cord injury. **Pain**, 1999. v. 81, n. 1-2, p. 187–197, May 1999.

VAROTO, R. et al. Development and application of a portable device for cutaneous thermal sensitivity assessment: Characterizing the neuropathic pain following spinal cord injury. In: FERNÁNDEZ-CHIMENO, M. et al. (Ed.). **Biomedical Engineering Systems and Technologies**. Springer Berlin Heidelberg, 2014, (Communications in Computer and Information Science, v. 452). p. 41–53. ISBN 978-3-662-44484-9. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-44485-6_4>.

VAROTO, R. et al. Portable custom built device for thermal sensitivity assessment - an auxiliary tool to characterize the neuropathic pain following spinal cord injury. In: **BIODEVICES 2013 - Proceedings of the International Conference on Biomedical Electronics and Devices, Barcelona, Spain, 11-14 February, 2013.** 2013. p. 28–34.

YARNITSKY, D.; SPRECHER, E. Thermal testing: normative data and repeatability for various test algorithms. **Journal of the Neurological Sciences**, 1994. v. 125, n. 1, p. 39–45, 1994.

YARNITSKY, D. et al. Heat pain thresholds: normative data and repeatability. **Pain**, 1995. v. 60, n. 3, p. 329–332, 1995.

Apêndices

Software Implementado: *main.c*

```
#pragma config OSC = HS, OSCS = OFF
#pragma config WDT = OFF, PWRT = OFF, BOR = OFF
#pragma config STVR = OFF, LVP = OFF, DEBUG = OFF

#include <p18f252.h>
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include "defines.h"
#include "funcoes.h"
#include "interrupts.h"
#include "pid_lib.h"

signed char ctrl;

int main() {
    interrupt_init();
    PWM_init();
#ifdef __PID__
    pid_init();
#endif
    unsigned char t_medido, t_desejado;
    unsigned char flag_bt = 0, flag_mostrar_temp = 0;
    t_medido = 28;
    t_desejado = 28;
    //          543210
    TRISA = 0b000111;
    //          543210
```

```
TRISB = 0b000000;
//      543210
TRISC = 0b000000;

PWM_config(60);
pid_setDesejado(t_desejado);

seta_displays(t_medido, t_desejado);

while (1) {
    if (!CH1 && !flag_bt) {
        flag_bt = 1;
        if (t_desejado < 100)
            t_desejado++;
        seta_displays(t_medido, t_desejado);
        pid_setDesejado(t_desejado);
    } else if (!CH2 && !flag_bt) {
        flag_bt = 1;
        if (t_desejado > 0)
            t_desejado--;
        seta_displays(t_medido, t_desejado);
        pid_setDesejado(t_desejado);
    }
    if (t_medido == t_desejado) LED = 1;
    else LED = 0;
    if (Timer2_getOverflow()) {
        t_medido = ADC_leTemp();
        if (flag_mostrar_temp++ > 100) {
            seta_displays(t_medido, t_desejado);
            flag_mostrar_temp = 0;
        }
    }
#ifdef __INCREMENTAL__
        controle_incremental((signed char) (t_desejado - t_medido));
#endif
#ifdef __PID__
        PWM_config(pid_controle((signed char) (t_desejado - t_medido)));
#endif
    if (flag_bt++ > 253) flag_bt = 0;
}
```

```
    }  
    return 0;  
}
```

Software Implementado: *defines.h*

```
#ifndef DEFINES_H
#define DEFINES_H

//#define __DEBUG

// Controle
//#define __INCREMENTAL__
#define __PID__

// PID
#define kp 6
#define ki 3.2
//#define kd 0.005
#define aw 0.002

#define d_delay_ms(ms) _delay(ms*10000);

#define LM35 PORTAbits.RA0

#define CH1 PORTAbits.RA1 // chave Mais
#define CH2 PORTAbits.RA2 // chave Menos

#define LED LATAbits.LATA3

#define PWM LATCbits.LATC2
```

```
#define DEZ1A LATBbits.LATB4 // LSB
#define DEZ1B LATBbits.LATB5
#define DEZ1C LATBbits.LATB6
#define DEZ1D LATBbits.LATB7 // MSB

#define UN1A LATBbits.LATB0
#define UN1B LATBbits.LATB1
#define UN1C LATBbits.LATB2
#define UN1D LATBbits.LATB3 // MSB

#define DEZ2A LATCbits.LATC4
#define DEZ2B LATCbits.LATC5
#define DEZ2C LATCbits.LATC6
#define DEZ2D LATCbits.LATC7 // MSB

#define UN2A LATCbits.LATC0
#define UN2B LATCbits.LATC1
#define UN2C LATAbits.LATA5
#define UN2D LATCbits.LATC3 // MSB

#endif /* DEFINES_H */
```

Software Implementado: funcoes.c

```
#include "defines.h"
#include "funcoes.h"

void inicia_variaveis() {
    LED = 0;
}

void seta_displays(unsigned char a1, unsigned char a2) {
    Valor_t valor1, valor2;
    valor1.total = a1;
    valor2.total = a2;

    dec2bcd(&valor1, &valor2);

    DEZ1A = valor1.DEZA;
    DEZ1B = valor1.DEZB;
    DEZ1C = valor1.DEZC;
    DEZ1D = valor1.DEZD;
    UN1A = valor1.UNA;
    UN1B = valor1.UNB;
    UN1C = valor1.UNC;
    UN1D = valor1.UND;

    DEZ2A = valor2.DEZA;
    DEZ2B = valor2.DEZB;
    DEZ2C = valor2.DEZC;
    DEZ2D = valor2.DEZD;
```

```
    UN2A = valor2.UNA;
    UN2B = valor2.UNB;
    UN2C = valor2.UNC;
    UN2D = valor2.UND;
}

void dec2bcd(Valor_t * valor1, Valor_t * valor2) {
    valor1->total = (valor1->total / 10) * 16 + valor1->total % 10;
    valor2->total = (valor2->total / 10) * 16 + valor2->total % 10;
}
```

Software Implementado: funcoes.h

```
#include <p18f252.h>
#ifndef FUNCOES_H
#define FUNCOES_H

typedef union {
    struct {
        unsigned UNA : 1;
        unsigned UNB : 1;
        unsigned UNC : 1;
        unsigned UND : 1;
        unsigned DEZA : 1;
        unsigned DEZB : 1;
        unsigned DEZC : 1;
        unsigned DEZD : 1;
    };
    struct {
        unsigned char total;
    };
} Valor_t;

/* Seta valores iniciais de variáveis
 */
void inicia_variaveis();

/* Inicia PWM, configurando frequência
 * e duty-cycle nulo
 */
```

```
void PWM_init();

/* Configura PWM para um dado duty-cycle
 */
void PWM_config(unsigned char porcentagem);

/* Incrementa valor ao duty-cycle
 */
void PWM_inc(signed char valor);

/* Exibe valores nos displays
 */
void seta_displays(unsigned char a1, unsigned char a2);

/* Conversão decimal para bcd
 */
void dec2bcd(Valor_t * valor1, Valor_t * valor2);

unsigned char le_adc();

void controle_incremental(signed char erro);

#endif /* FUNCOES_H */
```

Software Implementado: *pwm.c*

```
#include "funcoes.h"

signed char pwm_valor;

void PWM_init() {
    TMR2ON = 1; // liga Timer 2
    CCP1CONbits.CCP1M = 0b1100; // PWM mode
    PR2 = 0xFF; // PWM freq
    TMR2 = 1; // 39,06kHz

    CCPR1L = 0b10000000; // PWM duty-cycle
    CCP1CONbits.DC1B = 0b00; // varia de 0 a 100%
    // varia de 0b00000000000 a 0b1111111111
}

void PWM_config(unsigned char porcentagem) {
    pwm_valor = porcentagem;
    CCPR1L = (unsigned char) (porcentagem * 2.55);
    CCP1CONbits.DC1B = ((unsigned char) (porcentagem * 10.23)) % 4;
}

void PWM_inc(signed char valor) {
    pwm_valor = pwm_valor + valor;
    if (pwm_valor < 0) pwm_valor = 0;
    else if (pwm_valor > 100) pwm_valor = 100;
    PWM_config(pwm_valor);
}
```

Software Implementado: interrupts.c

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <adc.h>
#include "interrupts.h"
#include "defines.h"

void ADC_init();
void Timer2_init();

unsigned char isOverflowed;

void interrupt_init() {
    PIR1 = 0;
    PIE1 = 0;
    IPEN = 1;
    ADC_init();
    Timer2_init();
    GIEH = 1;
    GIEL = 1;
    TMR2IP = 0; // low priority
    ADIP = 1; // high priority
}

void __interrupt __high_priority ADC_Interrupt() {
    while (!ADIF);
    ADIF = 0;
}
```

```
void ADC_init() {
    ADCON0bits.ADCS = 2;
    ADCON0bits.CHS = 0;
    ADCON0bits.ADON = 1;

    ADCON1bits.ADFM = 1;
    ADCON1bits.ADCS2 = 1;
    ADCON1bits.PCFG = 0b1110;

    ADIF = 0;
    ADIE = 1;
}

unsigned char ADC_leTemp() {
    ADCON0bits.GO_nDONE = 1;
    while (ADCON0bits.GO_nDONE);
    return (unsigned char) (ADRESL * 0.49);
}

////////////////////////////////////

void __interrupt __low_priority Timer2() {
    while (!TMR2IF);
    isOverflowned++;
    TMR2IF = 0;
}

void Timer2_init() {
    //TMR2 = 0x0;
    TMR2IE = 0;
    TMR2ON = 0;

    T2CONbits.TOUTPS = 0; // postscale 1:1
    T2CONbits.T2CKPS = 1; // prescale 4 (usado também no PWM1)
    TMR2IF = 0;
    TMR2IE = 1;
    TMR2ON = 1; // Timer2 ON
    PR2 = 0xFF; // 0x64 = 100
}
```

```
}  
  
unsigned char Timer2_getOverflow() {  
    if (isOverflowed > 9) {  
        isOverflowed = 0;  
        return 1;  
    }  
    return 0;  
}
```

Software Implementado: interrupts.h

```

#ifdef ADC_H
#define ADC_H

void interrupt_init();

/* Interrupção ADC:
 * chamada por hardware
 */
void __interrupt __high_priority ADC_Interrupt();

/* Configurações iniciais
 * dos registradores:
 * ADCON0 e ADCON1
 */
void ADC_init();

/* Inicia conversão AD
 * Retorna valor da temperatura
 */
unsigned char ADC_leTemp();

////////////////////////////////////

void __interrupt __low_priority Timer2();

/* Configurações iniciais do Timer2*/
void Timer2_init();

```

```
/* Retorna 1 caso o timer tenha estourado
 * e 0 caso contrário
 */
unsigned char Timer2_getOverflow();

#endif /* ADC_H */
```

Software Implementado: controle.c

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include "pid_lib.h"
#include "funcoes.h"
#include "defines.h"

PID_t pid;

void pid_setDesejado(unsigned char desejado) {
    pid.desejado = (unsigned char) (desejado);
}

#ifdef __INCREMENTAL__
void controle_incremental(signed char erro) {
    if (erro > 0) PWM_inc(1);
    else if (erro < 0) PWM_inc(-1);
}
#endif

#ifdef __PID__
#define MAX_SAIDA 100
#define MIN_SAIDA 0

#define dt 0.00152;
#define invdt 657.895;

void pid_init() {
```

```
pid.erro_anterior = 0;
pid.integral = 0;
}

signed char pid_controle(signed char erro) {
    pid.erro = erro;
    float pid_i_novo = pid.integral + (float) pid.erro * dt;
#ifdef kd
    pid.derivativo = (float) (pid.erro - pid.erro_anterior) * invdt;
    pid.saida = (signed char) ((signed char) kp * pid.erro + (signed char) (ki * pid_i_novo +
    pid.erro_anterior = pid.erro;
#else
    pid.saida = (signed char) ((signed char) kp * pid.erro + (signed char) (ki * pid_i_novo +
#endif
    // anti-windup
    pid.integral = (pid.saida == MAX_SAIDA) && (pid.erro > 0) ? pid_i_novo - aw * (pid.saida -
        (pid.saida == MIN_SAIDA) && (pid.erro < 0) ? pid_i_novo - aw * (pid.saida -
        pid_i_novo;
    pid.saida = (signed char) (pid.saida > MAX_SAIDA ? MAX_SAIDA :
        pid.saida < MIN_SAIDA ? MIN_SAIDA :
        pid.saida);
    return pid.saida;
}
#endif
```

Software Implementado: controle.h

```
#ifndef CONTROLE_H
#define CONTROLE_H

typedef struct {
    signed char erro;
    signed char erro_anterior;
    float integral;
    float derivativo;
    signed char saida;
    unsigned char desejado;
} PID_t;

void pid_init();

void pid_setDesejado(unsigned char desejado);

signed char pid_controle(signed char erro);

#endif /* CONTROLE_H */
```


Anexos

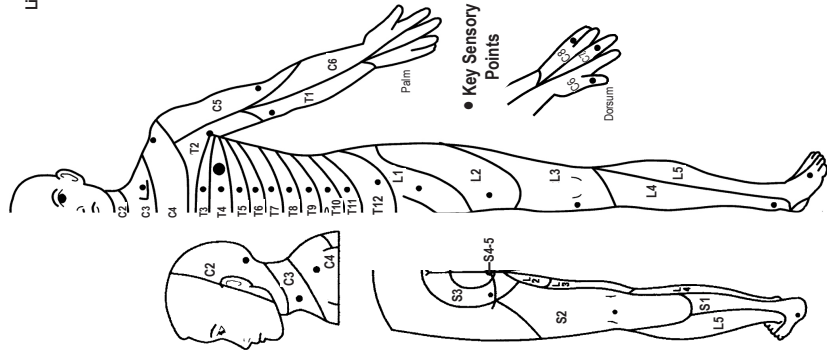
ANEXO **A**

**Padrões Internacionais para
Classificação Neurológica de Lesados
Medulares (ISNCSCI)**

Patient Name _____ Date/Time of Exam _____
 Examiner Name _____ Signature _____



| RIGHT | | LEFT | |
|---|---|--|---|
| MOTOR KEY MUSCLES | SENSORY KEY SENSORY POINTS | MOTOR KEY MUSCLES | SENSORY KEY SENSORY POINTS |
| UER (Upper Extremity Right) C5 Elbow flexors C6 Wrist extensors C7 Elbow extensors C8 Finger flexors T1 Finger abductors (little finger) | C2 C3 C4 T2 T3 T4 T5 T6 T7 T8 T9 T10 T11 T12 L1 L2 L3 L4 L5 S2 S3 S4-5 | UEL (Upper Extremity Left) C5 Elbow flexors C6 Wrist extensors C7 Elbow extensors C8 Finger flexors T1 Finger abductors (little finger) | C2 C3 C4 T2 T3 T4 T5 T6 T7 T8 T9 T10 T11 T12 L1 L2 L3 L4 L5 S2 S3 S4-5 |
| LER (Lower Extremity Right) L2 Hip flexors L3 Knee extensors L4 Ankle dorsiflexors L5 Long toe extensors S1 Ankle plantar flexors | S2 S3 S4-5 | LEL (Lower Extremity Left) L2 Hip flexors L3 Knee extensors L4 Ankle dorsiflexors L5 Long toe extensors S1 Ankle plantar flexors | S2 S3 S4-5 |
| (VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No) <input type="checkbox"/> | (DAP) Deep anal pressure (Yes/No) <input type="checkbox"/> | (VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No) <input type="checkbox"/> | (DAP) Deep anal pressure (Yes/No) <input type="checkbox"/> |
| RIGHT TOTALS (MAXIMUM) <input type="text"/> (50) | LEFT TOTALS (MAXIMUM) <input type="text"/> (50) | RIGHT TOTALS (MAXIMUM) <input type="text"/> (50) | LEFT TOTALS (MAXIMUM) <input type="text"/> (50) |
| UER + UEL = UEMS TOTAL <input type="text"/> (50) | LER + LEL = LEMS TOTAL <input type="text"/> (50) | UER + UEL + LER + LEL = LTOTAL <input type="text"/> (112) | LER + LEL + UEL + UER = PP TOTAL <input type="text"/> (56) |
| UER + UEL + LER = UEMS + LER TOTAL <input type="text"/> (75) | LER + LEL + UEL + UER = PP TOTAL <input type="text"/> (56) | UER + UEL + LER + LEL = LTOTAL <input type="text"/> (112) | LER + LEL + UEL + UER = PP TOTAL <input type="text"/> (56) |



Comments (Non-key Muscle? Reason for NT? Pain?):

1. SENSORY LEVELS R L

2. MOTOR LEVELS R L

3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI)

4. COMPLETE OR INCOMPLETE? (In complete injuries only)

5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS) (Most caudal level with any innervation)

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association.

Muscle Function Grading

- 0** = total paralysis
- 1** = palpable or visible contraction
- 2** = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated
- 3** = active movement, full ROM against gravity
- 4** = active movement, full ROM against gravity and moderate resistance in a muscle specific position
- 5** = (normal) active movement, full ROM against gravity and full resistance in a functional muscle position expected from an otherwise unimpaired person
- 5*** = (normal) active movement, full ROM against gravity and sufficient resistance to be considered normal if identified inhibiting factors (i.e. pain, disuse) were not present
- NT** = not testable (i.e. due to immobilization, severe pain such that the patient cannot be graded, amputation of limb, or contracture of > 50% of the normal range of motion)

Sensory Grading

- 0** = Absent
- 1** = Altered, either decreased/impaired sensation or hypersensitivity
- 2** = Normal
- NT** = Not testable

Non Key Muscle Functions (optional)

May be used to assign a motor level to differentiate AIS B vs. C

| Movement | Root level |
|---|------------|
| Shoulder: Flexion, extension, abduction, adduction, internal and external rotation | C5 |
| Elbow: Supination | C6 |
| Elbow: Pronation | C6 |
| Wrist: Flexion | C7 |
| Finger: Flexion at proximal joint, extension. | C7 |
| Thumb: Flexion, extension and abduction in plane of thumb | C7 |
| Finger: Flexion at MCP joint | C8 |
| Thumb: Opposition, adduction and abduction perpendicular to palm | C8 |
| Finger: Abduction of the index finger | T1 |
| Hip: Adduction | L2 |
| Hip: External rotation | L3 |
| Hip: Extension, abduction, internal rotation | L4 |
| Knee: Flexion | L4 |
| Ankle: Inversion and eversion | L5 |
| Toe: MP and IP extension | L5 |
| Hallux and Toe: DIP and PIP flexion and abduction | L5 |
| Hallux: Adduction | S1 |

ASIA Impairment Scale (AIS)

A = Complete. No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-5.

B = Sensory Incomplete. Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-5 (light touch or pin prick at S4-5 or deep anal pressure) AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body.

C = Motor Incomplete. Motor function is preserved below the neurological level*, and more than half of key muscle functions below the neurological level of injury (NLI) have a muscle grade less than 3 (Grades 0-2).

D = Motor Incomplete. Motor function is preserved below the neurological level**, and at least half (half or more) of key muscle functions below the NLI have a muscle grade \geq 3.

E = Normal. If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without an initial SCI does not receive an AIS grade.

** For an individual to receive a grade of C or D, i.e. motor incomplete status, they must have either (1) voluntary anal sphincter contraction or (2) sacral sensory sparing with sparing of motor function more than three levels below the motor level for that side of the body. The International Standards at this time allows even non-key muscle function more than 3 levels below the motor level to be used in determining motor incomplete status (AIS B versus C).

NOTE: When assessing the extent of motor sparing below the level for distinguishing between AIS B and C, the **motor level** on each side is used; whereas to differentiate between AIS C and D (based on proportion of key muscle functions with strength grade 3 or greater) the **neurological level of injury** is used.

ASIA
AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION
INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY

ISCS
INTERNATIONAL SPINAL CORD SOCIETY

Steps in Classification

The following order is recommended for determining the classification of individuals with SCI.

- 1. Determine sensory levels for right and left sides.**
The sensory level is the most caudal, intact dermatome for both pin prick and light touch sensation.
- 2. Determine motor levels for right and left sides.**
Defined by the lowest key muscle function that has a grade of at least 3 (on supine testing), providing the key muscle functions represented by segments above that level are judged to be intact (graded as a 5).
Note: in regions where there is no myotome to test, the motor level is presumed to be the same as the sensory level. If testable motor function above that level is also normal.
- 3. Determine the neurological level of injury (NLI)**
This refers to the most caudal segment of the cord with intact sensation and antigravity (3 or more) muscle function strength, provided that there is normal (intact) sensory and motor function rostrally respectively.
The NLI is the most cephalad of the sensory and motor levels determined in steps 1 and 2.
- 4. Determine whether the injury is Complete or Incomplete.**
If voluntary anal contraction = **No** AND all S4-5 sensory scores = **0** AND deep anal pressure = **No**, then injury is **Complete**.
Otherwise, injury is **Incomplete**.

5. Determine ASIA Impairment Scale (AIS) Grade:

Is injury Complete? If YES, AIS=A and can record ZPP (lowest dermatome or myotome on each side with some preservation)
NO ↓
Is injury Motor Complete? If YES, AIS=B
NO ↓
(No=voluntary anal contraction OR motor function more than three levels below the motor level on a given side, if the patient has sensory incomplete classification)

Are at least half (half or more) of the key muscles below the neurological level of injury graded 3 or better?

NO ↓ AIS=C
YES ↓ AIS=D

If sensation and motor function is normal in all segments, AIS=E

Note: AIS E is used in follow-up testing when an individual with a documented SCI has recovered normal function. If at initial testing no deficits are found, the individual is neurologically intact; the ASIA Impairment Scale does not apply.