

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

JAMILE TUANNE DANTAS ALVES

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL EM PACIENTES PARA
TRATAMENTO DE PÉ-EQUINO.**

Recife / 2017

JAMILE TUANNE DANTAS ALVES

**SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL EM PACIENTES PARA
TRATAMENTO DE PÉ-EQUINO.**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues

Recife / 2017

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicéa Alves, CRB-4 / 1260

A474s

Alves. Jamile Tuane Dantas.

Sistema de eletroestimulação funcional em pacientes para tratamento de pé-equino. / Jamile Tuane Dantas Alves - 2017.

81folhas, Il.; Tabs.; Abr.e Sigl.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2017.

Inclui Referências.

1. Engenharia Elétrica, 2. Pé-equino. 3. Eletroestimulação Funcional.
4. Acelerometria. 5. Sistemas embarcados. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti
(Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.)

BCTG/2018 - 95



Universidade Federal de Pernambuco

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

JAMILE TUANNE DANTAS ALVES

TÍTULO

**“SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL EM
PACIENTES PARA TRATAMENTO DE PÉ-EQUINO”**

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE; RENATO EVANGELISTA DE ARAUJO, DES/UFPE e ALBERTO GALVÃO DE MOURA FILHO, CCS/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram a candidata **JAMILE TUANNE DANTAS ALVES APROVADA.**

Recife, 14 de julho de 2017.

MARCELO CABRAL CAVALCANTI
Coordenador do PPGEE

MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES
Orientador e Membro Titular Interno

ALBERTO GALVÃO DE MOURA FILHO
Membro Titular Externo

RENTO EVANGELISTA DE ARAUJO
Membro Titular Interno

Dedico este trabalho à minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus.

Agradeço à Universidade Federal de Pernambuco e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Agradeço aos professores e alunos que colaboraram sempre com minha pesquisa.

Agradeço à minha família, meus amigos e todas as pessoas que me apoiaram desde o início.

" A força realizadora mora dentro de cada um de nós".

(Luis Alves)

RESUMO

Pacientes acometidos por Acidente Vascular Encefálico podem desenvolver a síndrome do pé-equino. A estimulação elétrica funcional, ou FES – Functional Electrical Stimulation é uma das principais alternativas de tratamento clínico para correção da marcha desses pacientes. Neste trabalho foram identificadas técnicas para a construção de um equipamento, a fim de obter sinais provenientes de sensores de aceleração e de gerar sinal de eletroestimulação funcional com parâmetro ajustáveis. O protótipo foi desenvolvido com tecnologia de baixo consumo de energia, composto por um módulo de controle central com transmissor bluetooth, dois módulos sensores de acelerometria com transceptor de radiofrequência e um módulo gerador de eletroestimulação. O circuito de eletroestimulação possui um controle digital de amplitude e frequência do sinal de saída. Os resultados obtidos com o uso dos acelerômetros para mensuração dos movimentos, o tempo de ativação do sistema de eletroestimulação e os níveis de eletroestimulação obtidos, permitiram analisar a performance do sistema. A comunicação entre os módulos, assim como a comunicação entre módulo central e computador são todas realizadas sem fio e também foram avaliadas. O sistema obteve um bom desempenho, resultando em um dispositivo robusto e sem fio para controle muscular através de eletroestimulação e acelerometria. Outros pontos positivos dos resultados foram o baixo consumo de energia do sistema e o baixo custo de construção.

Palavras-chave: Pé-equino. Eletroestimulação Funcional. Acelerometria. Sistemas embarcados.

ABSTRACT

Patients suffering from stroke can develop foot drop syndrome. Functional Electrical Stimulation is one of the main clinical treatment alternatives for gait correction. In this work, techniques were identified for the construction of an equipment, in order to get signals from the accelerometry sensors as well as generate a functional electrical stimulation signal with adjustable parameters. The prototype was developed with low power consumption technology, consisting of one central control module with Bluetooth transmitter, two accelerometer sensor module with radio frequency transceiver and the generator module of electrical stimulation. The electrical stimulation circuit has a digital control of amplitude and frequency of the output signal. The results obtained with the use of the accelerometers to measure the movements, the activation time of the electrical stimulation system and the levels of electrical stimulation obtained allowed to analyze the performance of the system. The communication between the modules, as well as the communication between central module and computer are performed wirelessly and were also evaluated. The system achieved a great performance, allowing a robust and wireless device, purpose the muscle control through electrical stimulation and accelerometry. Other positive aspects of the results were the low power consumption of the system, the low cost of construction and its easy application.

Keywords: Foot drop. Functional Electrical Stimulation. Accelerometry. Embedded systems.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Revisão bibliográfica.....	16
Figura 2: Dispositivo para FES, Modelo NESS L300 da Bioness.	19
Figura 3: Dispositivo para FES, Modelo Walkaide, da Innovative Neurotronics.....	20
Figura 4: O ciclo da marcha.	27
Figura 5: Visão geral de um sistema embarcado.....	30
Figura 6: Acelerômetro – Estrutura simples	31
Figura 7: Diagrama de Blocos do Sisema de Eletroestimulação Funcional	32
Figura 8: Diagrama de bloco funcional dos microcontroladores da série MSP430G2X53. ...	36
Figura 9: Pinos do dispositivo microcontrolador MSP430G2553	37
Figura 10: Comunicação SPI: Interface periférica serial entre o mestre e o escravo.	41
Figura 11: USCI_B0 no modo SPI máster – Diagrama de blocos.	42
Figura 12: Formato do caracter no modo UART.	44
Figura 13: Definição de pinos do CI nRF24L01, de encapsulamento 4x4 com 20 Pinos.....	45
Figura 14: Placa de circuito impresso do transceptor nRF24L01, da LinkSprite.	47
Figura 15 - Esquema de circuito com transceptor nRF24L01.....	47
Figura 16: Módulo HC-05.....	48
Figura 17: Módulo HC-05 com adaptação dos pinos seriais.....	48
Figura 18: Módulo do acelerômetro MPU6050	49
Figura 19: Esquema de ligação do módulo MPU6050.....	50
Figura 20: Pinos do componente conversor step-up MT3608.....	51
Figura 21: Diagrama de blocos funcional do conversor step-up MT3608.....	52
Figura 22: Circuito de aplicação básica do conversor step-up MT3608.....	52
Figura 23: Módulo conversor DC/DC MT3608.....	53

Figura 24: Diagrama de blocos da ponte h L293D.....	53
Figura 25: Diagrama de blocos geral do Potenciômetro Digital X9C104P.....	55
Figura 26: Diagrama geral do Módulo Sensor.....	56
Figura 27: Esquema elétrico do Módulo Sensor.....	57
Figura 28: Fluxograma do firmware do Módulo Sensor.....	59
Figura 29: Diagrama geral do Módulo Atuador.....	60
Figura 31: Esquema Elétrico do Módulo Atuador.....	64
Figura 32: Fluxograma do firmware do Módulo Atuador.....	65
Figura 33: Esquema geral do Módulo Central.....	66
Figura 34: Esquema Elétrico do Módulo Central.....	68
Figura 35: Fluxograma do firmware do Módulo Central.....	69
Figura 36: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 300 μ s e amplitude de 29,75V (a frequência é 51,02Hz).....	70
Figura 37: Sinal de eletroestimulação com frequência de 51,02Hz e amplitude de 29,75V (largura de pulso é 300 μ s).....	71
Figura 38: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 200 μ s e amplitude de 50,62V (a frequência é 35,79Hz).....	71
Figura 39: Sinal de eletroestimulação com frequência de 35,79Hz e amplitude de 50,62V (a largura de pulso de é 200 μ s).....	72
Figura 40: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 400 μ s e amplitude de 75V (a frequência é 20,45Hz).....	72
Figura 41: Sinal de eletroestimulação com frequência de 20,45Hz e amplitude de 75V (a largura de pulso é 400 μ s).....	73
Figura 42: Terminal com dados de acelerometria dos dois Módulos Sensores obtidos pelo bluetooth.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Aparelhos comercializados de FES para tratamento de pé-equino	18
Tabela 2 Biomecânica da articulação do joelho em pacientes pós-AVE	28
Tabela 3: Componentes e circuitos utilizados no projeto do Eletroestimulador Funcional	35
Tabela 4: Descrição dos blocos do microcontrolador MSP430G2553	36
Tabela 5: Principais características de operação da família MSP430G2X53	37
Tabela 6: Função e descrição dos pinos do chip nRF24L01	46
Tabela 7: Configuração dos modos de operação do nRF24L01.	46
Tabela 8: Pinos do acelerômetro MPU6050	50
Tabela 9: Função dos pinos do conversor step-up MT3608.	51
Tabela 10: Tabela verdade de um canal do L293D, em que: Z – Saída de alta impedância;	53
Tabela 11: Valores máximos de operação do L293D.	54
Tabela 12: Pacotes de endereço enviado do Módulo Central para os Módulos Sensor 1 e Sensor 2	58
Tabela 13: Pacotes de dados enviados dos Módulo Sensor 1 e Sensor 2 para o Módulo Central	58
Tabela 14: Pacote de dados para comunicação entre Módulo Central e Módulo Atuador	62
Tabela 15: Comando enviado do Módulo Central para o Módulo Atuador.	63
Tabela 16: Pacotes de dados enviados dos Módulo Central para o Computador	67
Tabela 17: Pacote de dados para comunicação entre Módulo Central e Computador	67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO
FES	FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION
FSR	FORCE-SENSITIVE RESISTOR
EMG	ELETROMIOGRAFIA
LED	LIGHT EMITTING DIODE
LCD	LIQUID CRYSTAL DISPLAY
CCS	CODE COMPOSE STUDIO™
FRAM	FERROELECTRIC RANDOM-ACCESS MEMORY
WDT	WATCHDOG TIMER
USCI	UNIVERSAL SERIAL COMMUNICATION INTERFACE
SPI	SERIAL PERIPHERAL INTERFACE
UART	TRANSMISSOR / RECEPTOR UNIVERSAL ASSÍNCRONO
I2C	INTER-INTEGRATED CIRCUIT
EDR	ENHANCED DATA RATE

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Estado da Arte	15
1.2	Objetivos	21
1.2.1	Objetivos Específicos	21
1.3	Estrutura da Dissertação	22
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2.1	AVE e Síndrome do pé-equino	23
2.2	Estimulação Elétrica Funcional (FES)	24
2.3	Análise da marcha humana	26
2.3.1	Descrição biomecânica da marcha pós AVE.....	27
2.4	Sistemas embarcados	29
2.5	Acelerometria	30
3	O SISTEMA ELETROESTIMULADOR	32
3.1	Introdução	32
3.1.1	Requisitos do Módulo Atuador (Eletroestimulação).....	33
3.2	Componentes utilizados na construção do sistema eletroestimulador	34
3.2.1	Microcontrolador MSP430G2553, da Texas Instruments.....	35
3.2.2	Transceptor de rádio-frequência NRF24L01	45
3.2.3	Módulo Bluetooth HC-05	48
3.2.4	Acelerômetro MPU6050	49
3.2.5	Conversor elevador DC/DC MT3608	51
3.2.6	Ponte h L293D: Push-Pull com quatro canais de controle com diodos.....	53
3.2.7	Potenciômetro Digital X9C104P	54
3.3	Módulo Sensor	56
3.4	Módulo Atuador	59
3.4.1	O circuito eletroestimulador	61
3.5	Módulo Central	66
4	RESULTADOS	70
5	CONCLUSÃO	76
6	TRABALHOS FUTUROS	77
	REFERÊNCIAS	79

1 INTRODUÇÃO

Pessoas que tiveram Acidente Vascular Encefálico – AVE, causador de distúrbio do sistema nervoso, sofrem com diversas sequelas, entre elas a perda de movimentos e a fraqueza muscular. Apesar de haver comprometimento na caminhada do paciente acometido pelo AVE, a integridade do sistema músculo-esquelético e da coluna vertebral permitem que o controle natural da marcha possa ser restabelecido (BEYAERT *et al.*, 2015).

Problemas como quedas por perda de equilíbrio, velocidade reduzida da marcha e espasticidade são comumente observados nesses pacientes (BETHOUX, 2015; BEYAERT *et al.*, 2015; DOBKIN; DORSCH, 2013), e tratamentos alternativos são cada vez mais abordados em pesquisas científicas.

A síndrome do pé-equino é comum em pacientes que foram acometidos por problemas no sistema nervoso, incluindo pacientes pós-AVE. Esta síndrome é caracterizada pela fraca ou ausente dorsiflexão do tornozelo, resultando em distúrbios da marcha do paciente e risco de queda (EVERAERT *et al.*, 2013).

Para a correção da marcha do paciente com esta síndrome, normalmente são utilizadas fisioterapias com órteses ou com estimulação elétrica funcional - FES. Estudos verificaram que o uso da eletroestimulação pode produzir ganhos funcionais para os pacientes (EVERAERT *et al.*, 2013; MELO *et al.*, 2015), e que quando aplicada corretamente, traz benefícios durante seu uso e pós-tratamento, melhorando a velocidade e a biomecânica da marcha, a velocidade muscular, a dorsiflexão do tornozelo, os problemas de espasticidade, entre outros benefícios (EVERAERT *et al.*, 2013; MORONE *et al.*, 2012).

Diversas pesquisas compararam o uso da órtese para tratamento de pé-equino, em comparação com a nova tendência de tratamento com FES. A órtese consiste em um suporte rígido, normalmente de material polietileno, que possibilita a fixação da posição do tornozelo para facilitar a marcha na fase de balanço (EVERAERT *et al.*, 2013; MORONE *et al.*, 2012). Como a aplicação da FES apresenta vantagens sobre a órtese em termos de conforto e movimento, a FES foi disseminada e mostrou suas vantagens sobre o uso da órtese ou até mesmo das duas formas terapêuticas conjuntamente (EVERAERT *et al.*, 2013; MORONE *et al.*, 2012; SABUT *et al.*, 2013).

A FES para tratamento de pé-equino é uma tecnologia aplicada com o uso de um dispositivo desenvolvido e configurado para aplicação da eletroestimulação por eletrodos superficiais fixados estrategicamente no paciente, para estimulação do nervo fibular, resultando em dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha. Este procedimento mostrou

ser uma abordagem alternativa para corrigir a queda do pé, pois reduz o problema do pé-equino, auxiliando numa marcha de qualidade e simétrica, ao facilitar a atividade muscular voluntária em pacientes com AVE (EVERAERT *et al.*, 2013; MORONE *et al.*, 2012).

As fases da marcha de um indivíduo são analisadas para avaliação da ambulação afetada por algum problema de saúde. Elas são basicamente classificadas como contato inicial, fase de apoio, *toe off / foot off* (em português, dedo fora / pé fora, correspondente ao momento em que o membro de apoio deixa o chão) e fase de balanço. Para o caso do tratamento de pé-equino, a avaliação da locomoção do paciente é essencial para se determinar condutas específicas para cada caso (BRONZINO, 2000).

A presente pesquisa é direcionada no desenvolvimento de um sistema base para aplicação da FES para tratamento de pacientes com pé-equino. Este sistema é composto por um conjunto de módulos para o controle, sensoriamento e atuação do sistema de FES, que se comunicam sem fio. Os módulos foram construídos de forma que os sensores de acelerometria fornecem dados que são utilizados na atuação do circuito eletroestimulador.

Em aplicações futuras, o sistema deve possibilitar conforto para o paciente, ser robusto na sua operação, e sua aplicação deve auxiliar a marcha do paciente através do controle muscular gerado pela FES e do uso de acelerometria.

1.1 Estado da Arte

A pesquisa foi desenvolvida com base em revisão bibliográfica sobre a FES aplicada aos pacientes com pé-equino e os assuntos relacionados. Como os trabalhos sobre esta pesquisa eram encontrados em diferentes bases de dados, procedeu-se a revisão no Portal de Periódicos da CAPES. As palavras-chave principais foram os termos em inglês '*Functional Electrical Stimulation*' (em português, Estimulação Elétrica Funcional) e '*foot drop*' (em português, pé-equino). A seguir, é apresentada uma tabela com as palavras utilizadas na pesquisa e a quantidade de trabalhos encontrados:

Figura 1: Revisão bibliográfica

Palavras-chave /tradução:	Período:				
	2005 à 2015				2012 à 2017
<i>Functional Electrical Stimulation</i> / Estimulação Elétrica Funcional	X	x	x	x	x
<i>Gait</i> / marcha	X	x			
<i>Foot Drop</i> /pé-equino			x	x	x
<i>Microcontroller</i> / microcontrolador	X				
<i>Prototyping</i> / protótipo		x			
<i>Accelerometer</i> / acelerômetro				x	
<i>Bioimpedance</i> / bioimpedância			x		
Número de trabalhos encontrados =	45	17	11	60	264
Número de trabalhos selecionados =	9	5	4	15	39
Total de trabalhos selecionados =	73				

Fonte: Acervo do autor.

O principal critério de inclusão dos trabalhos encontrados foi que a FES seja destinada a pacientes com a síndrome do pé-equino, em que a AVE é sua principal causadora. Os trabalhos abordados estão relacionados à: construção e arquitetura da FES; características da eletroestimulação; comparação da FES com as terapias convencionais aplicadas para correção da marcha, e seus benefícios.

MELO *et al.*, 2015 e SABUT *et al.*, 2013 apresentam revisão recente a respeito dos avanços tecnológicos das neuropróteses com FES, abordando a evolução das estratégias de construção e de aplicação destes dispositivos, a fim de apresentar de forma sistemática esta área do conhecimento que está em constante evolução. Em 1961 iniciou-se a aplicação da neuroprótese com FES, a qual era considerada como eletroterapia e posteriormente adaptada para reabilitação.

Atualmente estes sistemas se tornaram mais leves e compactos, variando entre canal único e múltiplos canais de eletroestimulação. A estimulação em canal único ocorre durante a fase de balanço da marcha, e os estudos consideram principalmente o uso de dispositivos ideais para indicar o momento correto (momento de disparo) para gerar a estimulação durante a marcha (MELO *et al.*, 2015; SABUT *et al.*, 2013).

Inicialmente os interruptores de pé (conhecidos como *foot switches*) do tipo chave mecânica eram mais utilizados para detecção da fase da marcha, mas foram sendo substituídos por FSRs (Force-Sensitive Resistor, em português, resistor sensor de força) por

serem mais resistentes e confiáveis. Para avaliar situações diversas durante a marcha, observou-se a necessidade de aplicação de outros tipos de sensores nos dispositivos de FES, como: inercial, de posição, EMG (Eletromiografia), bioimpedância e sensores de inclinação nos dispositivos de FES (MELO *et al.*, 2015).

Sistemas de controle com arquiteturas de malha aberta e de malha fechada também foram avaliados. Em malha aberta, o controle gera uma ação que independe do valor de saída, enquanto que em malha fechada, algum parâmetro de saída é realimentado para interferir no controle do sistema (DISTEFANO *et al.*, 2014). Observou-se que nos sistemas FES para correção do pé-equino, ambas as estratégias de controle se mostraram eficazes. Produtos do mercado utilizam sistemas de circuito aberto, e tem trazido soluções para o melhoramento da marcha. Porém, problemas como comportamento variável do músculo estimulado, fadiga, reflexos e espasticidade ainda persistirem nestes casos. Os sistemas de malha fechada abordados nos últimos anos vêm sendo considerados um avanço dessa tecnologia, realizando controle de alto nível e utilizando-se de uma grande quantidade de sensores (MELO *et al.*, 2015).

Considerações a respeito do sinal de eletroestimulação foram apresentadas por (MELO *et al.*, 2015). Verificou-se que o principal perfil de estímulo aplicado ao longo do tempo foi o tipo trapezoidal, baseado em *foot switches*, em que o sinal com amplitude, largura de pulso e frequência constantes eram aplicados ao nervo tibial anterior. Na sequência, observou-se que o estímulo modulado, que também utiliza *foot switches*, e quando comparado ao sinal trapezoidal vem apresentando melhor desempenho na eletroestimulação ao gerar um aumento da intensidade da eletroestimulação logo antes do impulso do calcanhar. Enquanto que uma modulação baseada em sinais de EMG (Eletromiografia) tentou reproduzir uma estimulação semelhante à natural, obtendo uma dorsiflexão maior do tornozelo e uma reação espástica menor, quando comparado à modulação trapezoidal.

O uso da FES para correção da marcha em pacientes com a síndrome do pé-equino, advinda principalmente pós-AVE, vem sendo avaliado e aprovado quando comparado aos tratamentos convencionais utilizando órteses (EVERAERT *et al.*, 2013; KLUDING *et al.*, 2013; VAN SWIGCHEM *et al.*, 2012). A FES melhora a biomecânica da marcha e a longo prazo pode trazer benefícios relacionados à força muscular, controle volitivo, amplitude dos movimentos (EVERAERT *et al.*, 2013), além de apresentar efeitos terapêuticos na função motora e habilidade funcional da marcha (SABUT *et al.*, 2013).

(SABUT *et al.*, 2013), em sua revisão sobre a aplicação da FES, verificou a necessidade de se utilizar estímulos de múltipla intensidade e novas formas de onda que

proporcione uma ordem fisiológica normal da marcha. Outra necessidade observada foi a implementação de controle avançado para ajuste automático de parâmetros de eletroestimulação e facilidade de programação do dispositivo para aplicação em diferentes casos clínicos (SABUT *et al.*, 2013).

O aparelho Walkaide, estimulador elétrico funcional de um canal da Innovative Neurotronics disponível comercialmente (INNOVATIVE NEUROTRONICS, 2016), e sua aplicação foi comparada com o uso de órtese convencional no trabalho de (EVERAERT *et al.*, 2013). Observou-se que ao longo do tempo, o Walkaide teve melhores resultados para a correção da marcha como tratamento terapêutico, enquanto que o uso da órtese promove uma evolução ortopédica imediata em comparação com a FES. Ambos os tratamentos foram eficazes na resposta funcional da marcha do paciente, porém o Walkaide proporcionou mais conforto aos pacientes.

Estudos recentes concluíram que a FES para aplicação em pacientes com pé-equino é considerada uma das técnicas mais promissoras para tratamento e recuperação motora. E ainda que não comprovado em estudos recentes que a FES supera órteses convencionais, ela promove mais aceitação em relação aos pacientes, por seus numerosos benefícios (MELO *et al.*, 2015).

Uma série de eletroestimuladores funcionais para correção da marcha em indivíduos com pé-equino é encontrada no mercado. Alguns modelos de empresas que comercializam este tipo de equipamento biomédico são apresentados na tabela abaixo.

Tabela 1: Aparelhos comercializados de FES para tratamento de pé-equino

Modelo	Marca
NESS L300 ¹	Bioness
NESS L300 Plus ²	Bioness
Walkaide ³	Walkaide
ODFS® Pace ⁴	Odstockmedical
ODFS® Pace XL (kit) ⁵	Odstockmedical

Fonte: ¹ (BIONESS, 2016a), ² (BIONESS, 2016b), ³ (INNOVATIVE NEUROTRONICS, 2016), ⁴ (OML, 2016a), ⁵ (OML, 2016b).

As funcionalidades e características operacionais de dois eletroestimuladores mais utilizados no tratamento de pé-equino são apresentados a seguir. Os principais itens levantados foram: componentes do sistema FES; como o aparelho é configurado e controlado (que parâmetros são considerados); como funciona a eletroestimulação; eletrodos, alça de

ajuste, localização dos componentes, entre outros aspectos; como é feita a adaptação; aspecto, conforto do aparelho.

Modelo NESS L300:

- a) O equipamento é composto por: alça ergonômica que prende na perna, onde deve ser embutido o aparelho eletroestimulador; aparelho eletroestimulador; chave-sensor inteligente (posicionado abaixo do calcanhar, e o módulo externo envia via wireless para o eletroestimulador); Unidade de controle que se comunica via wireless com o sistema, para fazer o controle do nível de eletroestimulação (BIONESS, 2016b).

Figura 2: Dispositivo para FES, Modelo NESS L300 da Bioness.



Fonte: (BIONESS, 2016c)

- b) O NEES L300 utiliza sensores que detectam automaticamente a posição do pé, a velocidade da caminhada e as mudanças no terreno (BIONESS, 2016b). O sistema utiliza um sensor de pressão localizado na chave-sensor inteligente. O parâmetro dos pulsos: pulso balanceado bifásico; forma de onda simétrica ou assimétrica; intensidade da corrente 0 – 80mA, com resolução de 1mA (fase positiva); tensão máxima de 120V. Os pulsos têm duração total em torno de 450 microsegundos (simétrica) e 1000 microsegundos (assimétrica). A taxa de repetição dos pulsos pode variar de 20 a 45 Hz, com resolução de 5Hz. A alimentação do sistema é com bateria de Lítio 3,7V, 700mAh, e o sistema de eletroestimulação opera com tensão de 3,7V. No próprio controle, é possível fazer os ajustes de: ligar e desligar; seleção de modo (standby, marcha, treino ou clínico); volume de alerta; ligar ou desligar áudio de estimulação; nível de intensidade de estimulação (BIONESS, 2016d).

- c) O controle do equipamento possui indicações luminosas, que mostram quando o calcanhar encosta no chão, quando a perna está sendo estimulada e quando a coxa está sendo estimulada (BIONESS, 2016b).
- d) O aparelho não realiza um teste da posição dos eletrodos. Ao invés disso, é verificado apenas visualmente se o aparelho está posicionado corretamente de acordo com a figura do manual (BIONESS, 2016a).
- e) Na colocação do aparelho abaixo do joelho, é necessário observar o local exato, logo abaixo da extremidade inferior da rótula do joelho. Os eletrodos já têm suas posições fixas na parte interna do manguito (BIONESS, 2016a).

Modelo Walkaide (INNOVATIVE NEUROTRONICS, 2016):

- a) O equipamento é composto por:
 - Kit do paciente: Módulo de controle Walkaide, cabos com eletrodos, manguito e manual do usuário;
 - Kit clínico: Walklink, Walklink cable, heel sensor, Bluetooth adapter, WalkAnalyst software, WalkAnalyst System Clinician Manual, Peripheral Nerve Stimulator;
 - Kit de demonstração.

Figura 3: Dispositivo para FES, Modelo Walkaide, da Innovative Neurotronics..



Fonte: (INNOVATIVE NEUROTRONICS, 2016)

- b) Na parte superior do Walkaide, a intensidade da estimulação é regulada. Um clínico deve indicar o local ótimo para posicionamento dos eletrodos.
- c) As preferências clínicas ajustadas no software Walkanalyst são: limiares de inclinação e de calcanhar, controle dos tempos correspondentes às diferentes fases da marcha,

configuração de estimulação (largura de pulso variando entre 25 e 300 em microssegundos, tempo entre os trens de pulsos variando entre 30 e 60 milissegundos (33~17Hz), estimulação extra), configuração de exercícios e configuração de filtro.

- d) As especificações técnicas do sinal de saída: 200 mA à 500 ohm e 121 mA à 1 K Ω ; tensão máxima de 121 V à 1 K Ω e menor que 150 V à 1 M Ω .

Neste trabalho, foi desenvolvido um equipamento destinado à aplicação de FES para tratamento de pacientes com síndrome do pé-equino. Este equipamento utiliza canal único de eletroestimulação, baseado no estímulo modulado, com ajuste de frequência, largura de pulso e intensidade do sinal.

Composto por módulos sensores, de controle e de atuação, o sistema foi configurado para operar com comunicação sem fio entre estes módulos. O módulo central obtém os dados de acelerometria, assim como envia comandos para configuração e disparo do módulo atuador. O sistema proposto pode ser utilizado como uma ferramenta para FES, a ser futuramente configurada para o processamento dos dados coletados e o controle de malha fechada, operando na atuação do sistema e controle de parâmetros automaticamente.

1.2 Objetivos

O objetivo da pesquisa consiste na aquisição de sinais de acelerometria e no desenvolvimento de um protótipo de estimulação elétrica funcional (FES) para o uso em conjunto, visando o tratamento da síndrome do pé-equino.

1.2.1 Objetivos Específicos

Uma introdução sobre a eletroestimulação funcional para tratamento de pé-equino é apresentada no Capítulo 1. São abordadas algumas características Os objetivos específicos desta pesquisa são:

- Desenvolver um sistema base/inicial para aplicação de FES em tratamento de pacientes com pé-equino, composto por módulos sensores, módulo central e módulo atuador.
- Desenvolver módulos de acelerometria que se comunicam sem fio com o módulo central, enviando informações de acelerometria;

- Desenvolver módulo de eletroestimulação com parâmetros ajustáveis e que se comunica sem fio com o módulo central;
- Desenvolver módulo central para controle do sistema, que realiza comunicação sem fio com os demais módulos, e com um computador pessoal via Bluetooth para compartilhamento de dados de acelerometria e de parâmetros de eletroestimulação.

1.3 Estrutura da Dissertação

Uma introdução sobre a aplicação de FES para tratamento de pacientes com pé-equino é apresentada no Capítulo 1. Este mesmo capítulo também apresenta o estado da arte, com uma abordagem geral sobre a evolução de dispositivos FES e algumas características de construção, assim como os objetivos deste estudo.

No capítulo 2 foram realizados levantamentos a respeito das características de pacientes que sofreram AVE e sua relação com a síndrome do pé-equino, a FES como forma de tratamento e a análise da marcha humana. Este capítulo trata ainda sobre sistemas embarcados e acelerometria, os quais são aplicados como ferramenta para o desenvolvimento deste trabalho.

Para apresentar o desenvolvimento do sistema de eletroestimulação funcional para tratamento de pé-equino proposto, no capítulo 3 foram apresentados os requisitos considerados para este sistema de forma geral e, em seguida, apresentados os principais componentes utilizados nos seu desenvolvimento. Na sequência, os módulos do sistema foram abordados em detalhes, com características de construção, elaboração e funcionamento.

No capítulo 4, os resultados obtidos no projeto foram apresentados e discutidos. Observou-se os sinais de acelerometria e de eletroestimulação de forma gráfica, a interação entre os módulos, assim como a desempenho do sistema. As conclusões finais e as sugestões de trabalhos futuros são abordados, respectivamente, nos capítulos 5 e 6. Apresentam-se as principais contribuições do sistema a ser aplicado para o tratamento da síndrome de pé-equino, tais como a comunicação sem fio entre os módulos, o controle digital da intensidade de eletroestimulação e a aplicação do sistema na construção de um dispositivo automático de FES.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 AVE e Síndrome do pé-equino

Após o acidente vascular encefálico – AVE, o indivíduo pode apresentar perda de movimentos voluntários e fraqueza muscular. O paciente com hemiparesia tem suas vias nervosas descendentes rompidas, mas com o sistema músculo-esquelético e coluna vertebral sem lesões diretas. Quando o déficit neurológico é súbito, durando mais de 24h e com origem vascular, o déficit é considerado um AVE agudo. Na maioria dos casos de pacientes que sofreram um AVE, o tronco encefálico e as estruturas cerebelares que participam do controle natural da marcha permanecem intactos (BEYAERT *et al.*, 2015).

A fisiologia da disfunção da marcha é algo que vem sendo estudado a respeito dos pacientes pós-AVE, em que os desvios da marcha se dividem em primários, que são ligados diretamente à patologia, e secundários passivos e ativos, devidos respectivamente ao efeito do desvio primário e às ações compensatórias aos demais desvios (BEYAERT *et al.*, 2015).

Os problemas na caminhada do paciente acometido por AVE é observado na maioria dos casos, e as estatísticas também variam de acordo com a assistência recebida pelo paciente. Mas mesmo sem tratamento adequado, pelo menos na metade dos casos o paciente consegue caminhar (BEYAERT *et al.*, 2015).

Quando o paciente caminha de forma independente, existe a tendência de perder o equilíbrio e cair durante o primeiro ano pós-AVE, o que também é muito comum de acontecer nesses casos clínicos (BEYAERT *et al.*, 2015; DOBKIN, B. H.; DORSCH, A., 2013).

O paciente pós AVE tem dificuldade de andar sozinho, e de realizar tarefas simples e necessárias ao dia a dia. Ele precisam de um tratamento de reabilitação adequado para voltar a ter uma rotina mais independente (DOBKIN, B. H.; DORSCH, A., 2013). Os pacientes pós-AVE que conseguem realizar alguns movimentos, com assistência adequada, podem progredir de uma flexão do quadril e uma extensão do joelho, por exemplo, para um passo usando barras paralelas, e até pequenas caminhadas utilizando um andador. Estudos vêm mostrando que para a melhora clínica do paciente, ensaios ajudam na melhora da marcha do paciente, como a utilização de dispositivos eletromecânicos para ajudar o paciente a pisar no chão, assim como a aplicação de estimulação elétrica na superfície dos músculos para promover dorsiflexão do tornozelo (DOBKIN, 2005).

Um dos problemas causados pelo AVE é a velocidade reduzida da marcha. Estudos mostram um dos fatores que comprometem essa habilidade é a assimetria dos tempos das

fases da marcha (assimetria temporal), e a diferença entre os comprimentos de passos (assimetria espacial). Nas fases da marcha, o que ocorre normalmente é que no membro afetado, o tempo da fase de balanço é mais longo, enquanto o tempo da fase de apoio é mais curto. Conclui-se que a assimetria espaço temporal está relacionada com o controle do equilíbrio (BEYAERT *et al.*, 2015).

A espasticidade acontece quando sinais inibitórios supra-espinhais causam o aumento da velocidade dos reflexos de estiramento. É um distúrbio comum que acontece em pacientes pós-AVE durante os movimentos. Quando a espasticidade é causada por problemas de origem cerebral, pode-se observar posições estereotipadas, um rápido aumento da excitação dos músculos e hiperexcitabilidade de vias monossinápticas (BETHOUX, 2015).

O pé-equino é uma síndrome ou sintoma observado em pacientes que sofreram um AVE, ou outros distúrbios do sistema nervoso central. Um dorsiflexão fraca, ou nenhuma dorsiflexão do tornozelo resulta em uma marcha ineficiente e aumenta o risco de queda do paciente. O tratamento mais comumente observado para esses casos, por muito tempo, foi a utilização de órtese de tornozelo-pé. E um tratamento alternativo, que elimina os desconfortos como o volume e a restrição de movimentos com o uso da órtese, é a FES para realizar, durante a fase de balanço da marcha, uma dorsiflexão do tornozelo a partir da estimulação do nervo fibular comum. As vantagens da aplicação da FES para esse tipo de tratamento ao longo dos anos apresentou bons resultados, como os descritos a seguir (EVERAERT *et al.*, 2013):

- Efeito ortopédico imediato;
- Biomecânica da marcha melhorada;
- Aumento da força muscular, controle volitivo melhorado, aumento da amplitude de movimento da articulação e aumento da velocidade de marcha (mesmo quando a FES está desligada);
- Efeito terapêutico.

2.2 Estimulação Elétrica Funcional (FES)

A estimulação elétrica é mensurada pela despolarização artificial de canais de um tecido excitável, produzindo potenciais de ação devido às correntes sinápticas. O potencial de ação chega no local desejado através do axônio, sem atenuação deste potencial. O local a ser estimulado pode ser um neurônio ou uma junção neuromuscular, no último caso é que não ocorre a contração muscular (BRONZINO, 2000).

Os eletrodos devem ser posicionados próximo ao tecido a ser excitado, preferencialmente para que a eletroestimulação ocorra de forma seletiva, o que a torna uma tecnologia complexa de ser aplicada (BRONZINO, 2000).

A estimulação elétrica de tecido excitável restaura a função de indivíduos com problemas neurológicos, aplicando eletrodos dentro ou próximo aos nervos. O cérebro e os músculos são acessados, de forma que uma prótese neural gera funções do corpo que estão danificadas ou até perdidas. Entre diversos problemas em que a estimulação elétrica tem sido aplicada, cita-se a estimulação de nervos periféricos para recuperação da marcha, ao estimular os nervos periféricos da extremidade inferior do indivíduo (BRONZINO, 2000).

Existem outras técnicas de eletroestimulação. Uma corresponde à estimulação do nervo periférico, classificados como extra neurais, eletrodos de hélice ou intraneurais. A outra é a estimulação do tecido muscular, onde o eletrodo é colocado diretamente na superfície da pele, dentro do músculo ou na superfície do músculo (BRONZINO, 2000).

Os sistemas FES de um canal são mais comuns, utilizando eletrodos transcutâneos, e o controle da eletroestimulação é realizado a partir dos dados coletados por sensores (DUNNING *et al.*, 2015).

A FES induz o torque nas articulações através da aplicação de curtos pulsos elétricos, gerando contrações na musculação, a qual deve gerar torque para extensão ou flexão da articulação, dependendo do objetivo específico. A intensidade do movimento é controlada pela modulação e intensidade da estimulação. Em pacientes que sofreram AVE, a FES é comumente aplicada nos músculos dorsiflexores do tornozelo para correção do pé-equino. Alguns produtos comerciais utilizados para melhorar a marcha aplicam controle de malha fechada, utilizando sensores para controlar a estimulação (LYNCH; POPOVIC, 2008).

A estimulação elétrica funcional para o controle neuromuscular induz o movimento artificial do membro e desenvolve a plasticidade neuronal com o uso frequente da eletroestimulação. Além dos resultados durante o uso relacionados ao movimento gerado, a eletroestimulação proporciona em longo prazo melhorias no fortalecimento do tecido muscular, na plasticidade das vias neuronais e nas funções cardiorrespiratórias (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011).

Muitos estudos foram realizados a respeito da aplicação da FES em pacientes pós AVE. Observou-se que os dispositivos disponíveis de FES para correção do pé-equino comumente utilizam sinais elétricos retangulares ou trapezoidais para a estimulação elétrica. Para este perfil de paciente, a aplicação da FES trouxe importantes benefícios, tais como a

melhora da função motora e na qualidade da marcha, e uma forma de tratamento da espasticidade muscular e no gasto energético do paciente na caminhada (SABUT *et al*, 2013).

Ao utilizar a estimulação elétrica funcional, é necessário que o tecido excitável e o eletrodo tenha perfeita interface, e que qualquer função do corpo possa ser novamente reproduzida. Porém, ainda são necessárias pesquisas para aprimorar esta ciência, a fim de serem obtidas estimulações mais efetivas e com menos danos ao paciente (BRONZINO, 2000).

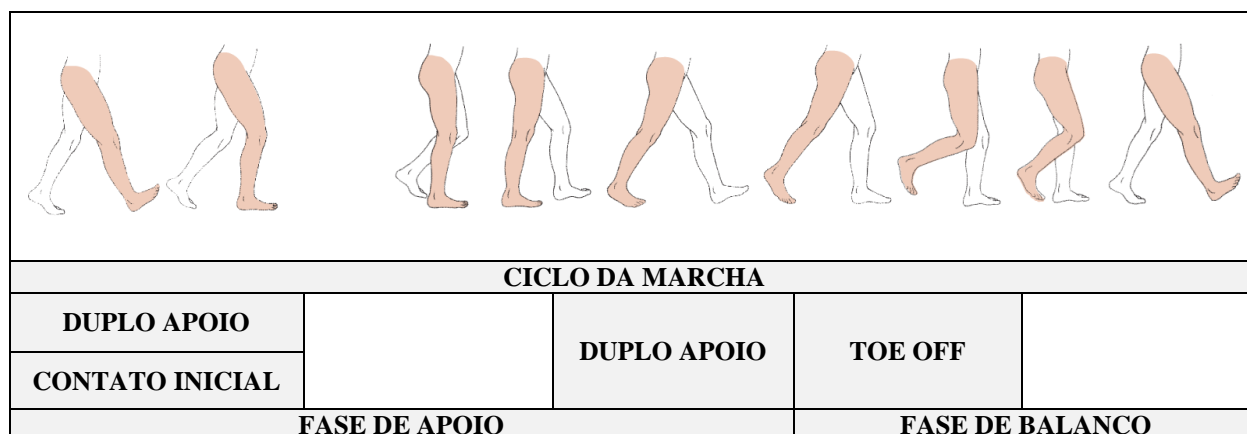
2.3 Análise da marcha humana

A análise da marcha humana é constantemente aplicada na área clínica, no tratamento de indivíduos que tiveram a ambulação afetada por doenças como esclerose múltipla, paralisia cerebral, acidente vascular encefálico, entre outros. Se trata de observação e avaliação da locomoção humana, ao andar ou correr, e a medida quantitativa da realização funcional da marcha (BRONZINO, 2000).

Observação de padrões da marcha saudável, e do comportamento da sua cinética e cinemática, podem dar subsídios para que a marcha de pacientes com problemas de ambulação sejam avaliadas e tratadas (BRONZINO, 2000; LEVANGIE; NORKIN, 2005).

A análise clínica da marcha consiste em medir os parâmetros característicos da marcha, a partir das atividades cíclicas de locomoção do paciente, onde o ciclo acontece desde o contato inicial (momento em que o pé do paciente entra em contato com o chão) até que ocorra o contato do mesmo pé com o chão novamente (BRONZINO, 2000; LEVANGIE; NORKIN, 2005).

Os eventos da marcha considerados na análise são divididos basicamente em duas grandes fases, a **fase de apoio** e a **fase de balanço**, e em subfases chamadas de **duplo apoio**, **contato inicial** e **toe off** (em português, dedo do pé livre), as quais podem ser observadas na figura a seguir (LEVANGIE; NORKIN, 2005).

Figura 4: O ciclo da marcha.

Fonte: Adaptada de (LEVANGIE; NORKIN, 2005).

No final, os dados são processados e as informações obtidas podem ser utilizadas para diversas interpretações clínicas, para que o paciente possa ser conduzido para um tratamento específico. Para mensuração das fases da marcha, consideram-se os tempos em que acontecem os ciclos da marcha, incluindo o contato inicial do calcanhar com o chão e o contato do dedo do mesmo pé com o chão (BRONZINO, 2000).

Durante a aquisição dos dados da marcha, diversas fontes de erros podem alterar o resultado da mensuração, relacionados à tecido mole do indivíduo, localização dos centros articulares e deslocamentos ruidosos. O clínico deve saber entender esses problemas e tentar atenuá-los ou interpretá-los. Além disso, problemas no uso de marcadores são problemas metodológicos na aquisição de dados da marcha (BRONZINO, 2000).

Apesar de existirem fontes de erro na aquisição de dados da marcha, a sua análise vem trazendo muitos benefícios no que diz respeito à documentação quantitativa sistemática padrão. O clínico consegue avaliar melhor os problemas da marcha, e pode tomar medidas cirúrgicas ou ortopédicas de forma mais precisa. Os movimentos em planos agora podem ser quantificados, e a atividade muscular e cinética articular podem ser avaliadas (BRONZINO, 2000).

2.3.1 Descrição biomecânica da marcha pós AVE

Segundo (BEYAERT *et al.*, 2015), é possível descrever a biomecânica da marcha pós-AVE pela articulação do tornozelo, articulação do joelho, articulação do quadril e a capacidade de adaptação da marcha.

No indivíduo com AVE crônico, a articulação do tornozelo tem uma considerável diminuição da flexão plantar. Na fase de pré-balanço do membro afetado, o indivíduo realiza um impulso momentâneo, ocorre um aumento da flexão do quadril no início da fase de balanço, compensando a flexão plantar do tornozelo para os indivíduos que caminham simetricamente. Já os que caminham mais com a etapa afetada precisam exercer uma maior flexão plantar da perna não afetada, aproveitando a propulsão gerada pelo momento do extensor do joelho (BEYAERT *et al.*, 2015).

A articulação do joelho, que também descreve os padrões da marcha, também é importante nos casos pós-AVE, pois esta articulação está acoplada à articulação do tornozelo. São três os movimentos observados:

Tabela 2 Biomecânica da articulação do joelho em pacientes pós-AVE

Articulação do joelho afetado	Fase da marcha	Ocorre em caminhada	Situação do Tornozelo	Seguida de
Prolongada hiperextensão	Apoio (contato inicial)	Muito lenta	Flexão plantar prolongada	Flexão de joelho no pico durante a fase de balanço
Prolongada flexão	Apoio (contato inicial)	Muito lenta ou lenta	Dorsiflexão do durante a maior parte da fase de apoio	Diminuição inconstante na flexão do joelho durante fase de balanço
Moderada ou ligeira flexão ou hiperextensão	Apoio (contato do calcanhar)	Moderada ou mais rápida	Flexão plantar flexível e dorsiflexão durante a fase de apoio	Diminuição moderada inconstante Na flexão do joelho durante a fase de balanço

Fonte: (BEYAERT *et al.*, 2015)

Outro exemplo que pode ser usado para descrever os padrões de marcha pós-AVC, é a articulação do quadril, cuja função é fazer a ligação entre o fêmur e o acetábulo da pelve, equilibrando o corpo, principalmente em posturas dinâmicas (caminhando ou correndo) (BEYAERT *et al.*, 2015).

Durante o ciclo normal da marcha, o quadril move-se em certa amplitude e inclinação pélvica lateral, necessitando de movimentos como rotação e abdução do quadril. A partir do momento que ocorre a perda ou grande complicação desses movimentos, o padrão da marcha será afetado. Os músculos do quadril são de fundamental importância na execução desses movimentos, pois os flexores, por exemplo, controlam a extensão do quadril, e então se contraem para iniciar o balanço. Os extensores por sua vez, controlam o momento flexor no contato inicial do pé e também auxiliam na iniciação da extensão do quadril. Já os abdutores

controlam a inclinação pélvica lateral durante o balanço da perna oposta. Quando há a perda de função desse músculo, ocorre um desvio lateral do tronco, no momento em que a perna oposta oscila, conseqüentemente afetando a marcha (BEYAERT *et al.*, 2015).

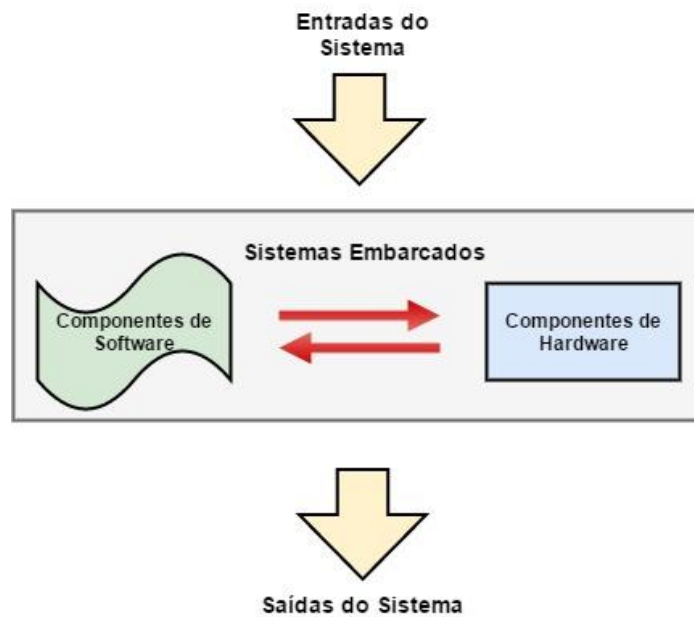
2.4 Sistemas embarcados

Um sistema embarcado, de forma mais abrangente, é um conjunto de hardware e software que são programados para executar uma função específica. Este sistema pode estar em comunicação com o meio ambiente e com processos aos quais está relacionado. As operações ocorrem em tempo real, de forma restrita e reativa. Ou seja, o sistema foi construído para realizar determinadas funções, e na presença de uma entrada no sistema, ou alguma condição prevista, ele deve reagir e realizar tomadas de decisão (JIMÉNEZ *et al.*, 2014).

Normalmente ele é construído de tal forma que não é reprogramável pelo usuário, e não são feitas interações diretas entre usuário e sistema. Os custos de construção do sistema podem variar dependendo da quantidade de requisitos do projeto, que é comumente de acesso restrito do desenvolvedor (JIMÉNEZ *et al.*, 2014).

Um sistema embarcado pode ser representado de uma forma ampla como um conjunto de componentes de software e componentes de hardware (figura 4). Uma unidade de processamento central compõe o hardware, enquanto que programas de softwares compõem o firmware. As variáveis obtidas pelas portas de entradas/saída são valores que interferem no processo, e podem se originar de diversos sensores externos. Enquanto as saídas atuam no controle ou troca de informação em interfaceamento, entre sistema e usuários ou sistema e subsistemas. Na interface com o usuário, podem ser usados dispositivos de observação, como diodos emissores de luz (LEDs) e displays de cristal líquido (LCDs) e de intervenção como botões e chaves (JIMÉNEZ *et al.*, 2014).

Figura 5: Visão geral de um sistema embarcado



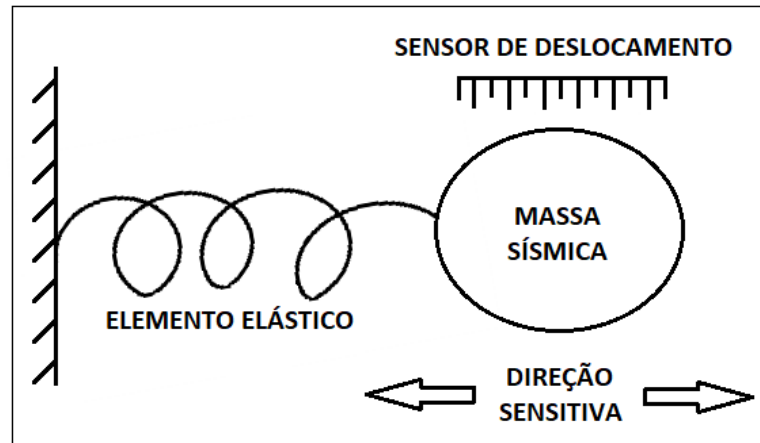
Fonte: Acervo do autor.

2.5 Acelerometria

A aceleração é uma grandeza medida a partir de um deslocamento em função do tempo (derivada segunda do deslocamento em relação ao tempo), ou de uma velocidade (derivada da velocidade em relação ao tempo). Na figura 6 é apresentada uma estrutura comum que aplica a relação dos princípios da segunda Lei de Newton e da Lei de Hooke para obter o valor de acelerometria na direção sensitiva. Um elemento elástico relaciona a força que uma massa sísmica já conhecida exerce sobre a mola a partir de sua aceleração na direção sensitiva, enquanto um sensor de deslocamento obtém o valor de seu deslocamento no tempo. Com esses valores, é possível obter o valor de acelerometria na direção indicada na figura 6. (BRONZINO, 2000).

Um sensor piezelétrico também pode ser usado para medir acelerometria. Ele possui a característica de gerar sinais elétricos durante a deformação do seu material, no caso, a partir de uma aplicação de força no material piezoelétrico. Este tipo de acelerômetro tem tamanho reduzido em comparação a outras tecnologias de medições, e é aplicado para medição de acelerações que variam constantemente sua magnitude (BRONZINO, 2000).

Figura 6: Acelerômetro – Estrutura simples



Fonte: Adaptado de DAVIS ET AL., 2000.

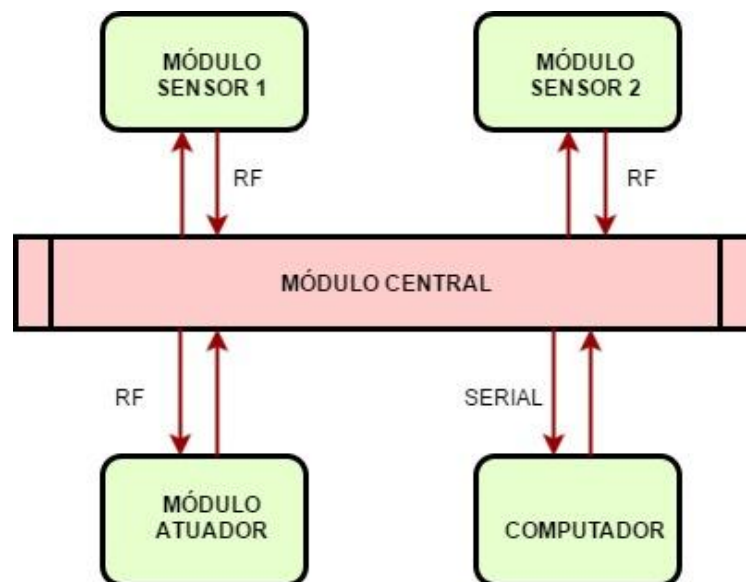
3 O SISTEMA ELETROESTIMULADOR

3.1 Introdução

O sistema desenvolvido para eletroestimulação funcional opera com módulos distintos, que realizam funções diferentes, como ler dados de sensores de acelerometria durante a caminhada do paciente com pé-equino, receber dados e enviar comandos de controle de todo o sistema, e aplicar o sinal de eletroestimulação.

O projeto visa realizar a coleta síncrona dos dados de acelerometria durante a marcha do paciente, enquanto realiza a atuação do circuito eletroestimulador para correção da marcha, a partir de parâmetros, que posteriormente devem ser pré-ajustados de acordo com as necessidades do indivíduo. O sistema deve funcionar com tecnologia sem fio, para maior praticidade e conforto do usuário, ao mesmo tempo que obtém mais informação dos seus movimentos com a utilização módulos sensores. O esquema geral do sistema pode ser verificado a seguir:

Figura 7: Diagrama de Blocos do Sistema de Eletroestimulação Funcional



Fonte: Acervo do autor.

O Módulo Central é composto basicamente por um microcontrolador e um circuito transceptor de radiofrequência e um módulo bluetooth, alimentados por bateria de tensão contínua, e ele é responsável por coordenar o sistema de eletroestimulação, fazendo a comunicação com os outros módulos e realizando a comunicação via bluetooth com o computador. Para o Módulo Sensor, foi utilizado um circuito sensor de acelerometria para

medição triaxial, um circuito transceptor de radiofrequência, e um microcontrolador, alimentados por fonte de tensão contínua. Este módulo faz a leitura de acelerometria e envia via comunicação sem fio o pacote de dados para o Módulo Central.

O Módulo Atuador é composto por um circuito que gera sinais de eletroestimulação, além dos componentes básico para a comunicação, controle e alimentação contidos nos outros dois módulos. Ele atua a partir do comando enviado pelo Módulo Central via comunicação sem fio.

3.1.1 Requisitos do Módulo Atuador (Eletroestimulação)

Para o projeto e implementação do sistema de eletroestimulação, foi tomado como base as características gerais do sinal de saída, assim como os seus parâmetros, observados nos eletroestimuladores comerciais e na revisão bibliográfica apresentada por Krueger (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011), além de outras características de operação e aplicação do dispositivo, que também foram levados em consideração. Os principais requisitos do projeto estão listados a seguir.

- a) Alimentação: fornecida por baterias, de acordo com o consumo geral de cada módulo e as especificações de tensão.
- b) Duração dos pulsos: Duração em microssegundos, correspondente ao sinal da portadora. Os eletroestimuladores comerciais detalhados no item 1.1 fornecem a largura numa faixa entre 25 e 450 μ s. Observou-se que, em geral, essa duração fica em torno de 300 μ s (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011). Levando em consideração a média de 300 μ s, o sistema precisa ser capaz de produzir um sinal com valores variáveis de largura de pulso, utilizadas para tanto a faixa de 200 à 400 μ s;
- c) Burst: frequência dos pulsos, que corresponde ao período em on (ativo) mais o período em off (desativado) dos pulsos de maior frequência. Verificou-se que a faixa fica em torno de 50Hz. (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011). Os dispositivos comerciais mencionados aqui fornecem faixas de frequência que podem variar entre 17 a 45Hz. Desta forma, foram escolhidas frequências ajustáveis entre 20 e 50Hz para o dispositivo;
- d) Intensidade da corrente: a corrente de eletroestimulação funcional é de aproximadamente 30mA, segundo a revisão bibliográfica de Krueger (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011). Os dispositivos comerciais dispõem de correntes variadas de

acordo com a impedância da carga, e pode chegar e até 200mA. O ajuste de corrente do projeto leva em consideração a relação entre a impedância tecidual no local da eletroestimulação e a amplitude de tensão fornecida. O sistema deve fornecer uma corrente máxima de 75mA a uma resistência de 1k Ω . Ao realizar testes posteriores do equipamento, essa intensidade pode ser ajustada.

- e) Eletrodos: Os eletrodos transcutâneos (de superfície), são os comumente usados (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011). Isso pode ser constatado ao observar as características dos eletroestimuladores comerciais;
- f) Impedância tecidual: Ao utilizar eletrodos de superfície com a pele seca, a impedância do tecido equivale a aproximadamente 93k Ω /cm² (a uma frequência de burst de 60Hz), e que reduz para 10,8 k Ω /cm² com eletrodos de silicone-carbono e gel aplicado na pele (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011).
- g) Amplitude dos pulsos: Correspondente a um valor de tensão capaz de gerar uma intensidade de corrente específica, a partir da impedância tecidual do indivíduo que receberá a eletroestimulação. Foi levado em consideração as amplitudes observadas nos produtos comerciais, de até 120V. Ao realizar testes posteriores do equipamento, essa faixa pode ser ajustada.
- h) Polaridade do Sinal: Os sinais de eletroestimulação podem ser monopulares (também conhecido como unipolar), em que o sinal só tem uma polaridade e são utilizados apenas dois eletrodos, ou ainda bipolares, onde são utilizados dois eletrodos para as duas polaridades, mais um eletrodo terra como referência. Optou-se por usar um sinal em apenas uma polaridade (necessitando-se apenas de um eletrodo ativo e um eletrodo de referência), para posteriormente avaliar a necessidade da aplicação de sinal bipolar.

3.2 Componentes utilizados na construção do sistema eletroestimulador

O sistema para eletroestimulação funcional foi desenvolvido segundo o esquema apresentado na figura 7 e as características apresentadas nos requisitos do projeto. Foram realizados levantamentos de componentes e circuitos capazes de atender esses requisitos e, além disso, é desejável que o consumo de energia total do sistema seja baixo e ele seja de pequenas dimensões, para promover um equipamento mais compacto e econômico. Outros motivos para a escolha dos componentes foi sua acessibilidade no mercado e a quantidade de informações disponíveis para sua utilização e configuração.

Na tabela 3, é apresentada uma relação de itens utilizados no sistema construído, os quais são explanados logo em seguida.

Tabela 3: Componentes e circuitos utilizados no projeto do Eletroestimulador Funcional

Item	Código	Descrição Geral
1	MSP430G2553	Microcontrolador MSP430, da Texas Instruments.
2	NRF24L01	Circuito transceptor de rádio-frequência, com o nRF24L01, da Nordic Semiconductor.
3	MPU6050	Circuito com acelerômetro e giroscópio MPU6050, da Ivensense.
4	MT3608	Circuito conversor DC/DC com MT3608
5	L293D	Ponte h Push-Pull L293D com quatro canais de controle com diodos.
6	X9C104P	Potenciômetro Digital de 100k Ω , X9C104P.
7		Transformador elevador 1A, 12V-110/220V.

Fonte: Acervo do autor.

Todos os firmwares do sistema foram desenvolvidos na plataforma CCS (Code Composer Studio™), fornecida pela Texas Instruments, fabricante do microcontrolador MSP430G2553. Para gravação dos microcontroladores, testes dos circuitos e visualização na saída da UART pelo computador, foi utilizado um kit de desenvolvimento conhecido como MSP-EXP430G2 LaunchPad™.

3.2.1 Microcontrolador MSP430G2553, da Texas Instruments

Os microcontroladores da família MSP430 e seus periféricos avançados são construídos para aplicações em baixa potência, sensores de alta precisão e medições diversas. Dentre suas diversas aplicações, destaca-se a construção de dispositivos para a saúde e para medições precisas.

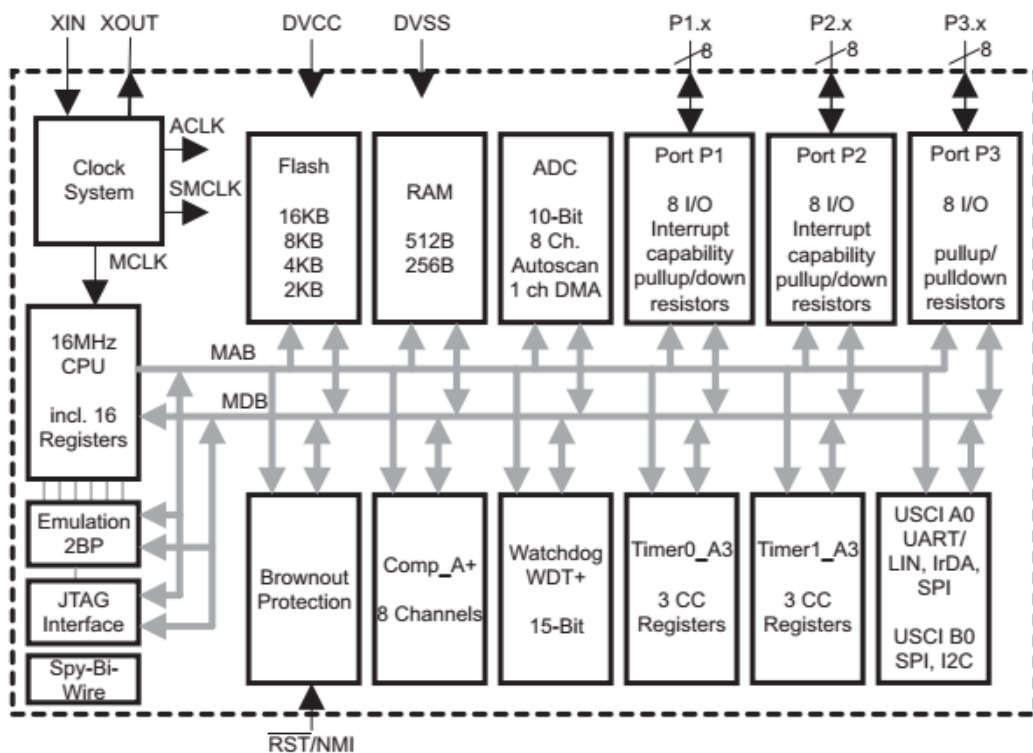
A potência de espera mais baixa e o gerenciamento integrado de energia são características avançadas que resultam em baixo consumo de energia. Além disso, os microcontroladores possuem flexibilidade de design, memória ferromagnética de acesso aleatório FRAM (*Ferro-magnetic Random-Access Memory*) unificada e recursos de segurança (INSTRUMENTS, 2017).

Os dispositivos desta família, em geral, apresentam uma enorme capacidade de processamento. Possuem uma arquitetura RISC de 16 bits, modos de operação de ultra baixa potência (*ultra-low-power*), operando com tensões nominais de operação que varia de 1.8 à 5.5V, e correntes entre 0.1 até 400 μ A (JIMÉNEZ *et al.*, 2014).

Os microcontroladores MSP430 operam com barramento de dados e registro de 16 bits, o que os definem como processadores de 16 bits, que podem endereçar até 64KB de memória. Os compiladores deste dispositivos produzem códigos compactos e eficientes, programados em C (DAVIES, 2008).

A família de microcontroladores MPSP430 é muito extensa, com diversos tipos de dispositivos integrados. A estrutura do microcontrolador MSP430G2553 pode ser observada no diagrama de blocos funcional da figura 8 e tabela 4 (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

Figura 8: Diagrama de bloco funcional dos microcontroladores da série MSP430G2X53.



Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

Tabela 4: Descrição dos blocos do microcontrolador MSP430G2553

Bloco	Descrição
Sistema de Clock	Frequência de até 16MHz, com quatro frequências calibráveis; Baixa frequência interna de baixa potência; Fonte de clock digital externo.
CPU de 16MHz	Unidade central de processamento com registradores de 16 bits.
Memória Flash	Capacidade de 16 kBytes
Memória RAM	Capacidade de 512 Bytes
Conversor A/D (Analogico/Digital)	Conversor de 10 bits (8 canais)
Portas P1 e P2	Portas de entrada/saída digitais, programáveis para interrupções, resistor <i>pullup</i> ou <i>pulldown</i> .

Proteção Brownout	Circuito para reinicialização interna do dispositivo.
Comparador A+ de 8 canais	Aplicado na precisão da conversão A/D, supervisão da tensão da bateria e monitoramento de sinais analógicos externos.
Watchdog Timer	Sistema controlado de reinicialização quando ocorrem problemas de software, que também pode ser configurado como temporizador de intervalo.
Timer0_A3 e Timer1_A3	Módulos contador/temporizador de 16 bits com três registros de captura/comparação. Podem ser aplicados para capturas/comparações, para gerar saídas PWM e como temporizadores de intervalo.
USCI_A0 e USCI_B0	Módulos de comunicação serial de dados. Suporta as comunicações síncronas SPI, e assíncrona, a UART (com detecção automática de <i>baudrate</i>)

Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

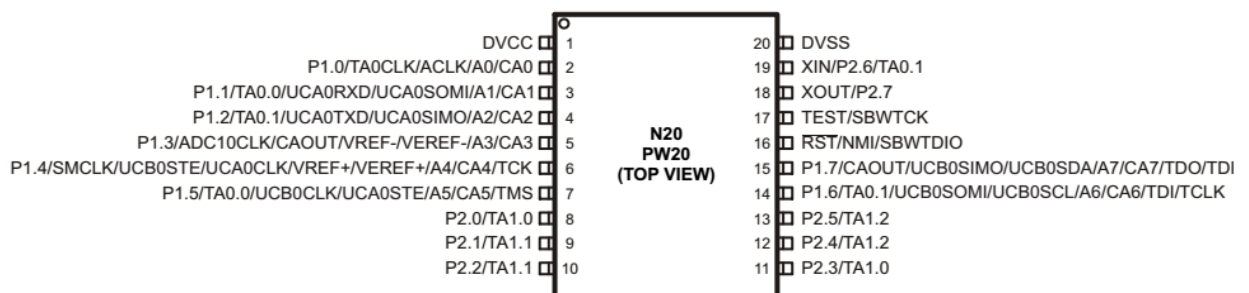
Informações importantes do microcontrolador MSP430G2553 que podem ser destacados para essa pesquisa estão relacionadas na tabela 5. Os pinos do dispositivo 20 pinos aparecem na figura 9.

Tabela 5: Principais características de operação da família MSP430G2X53

Tensão de operação:	1.8 à 3.6V
Consumo:	230µA à 1MHz e 2.2V no modo Ativo 0.5µA no modo standby 0.1µA no modo desligado
Tempo ultra rápido para acordar do modo standby:	1µs
Pinos de entrada/saída:	16

Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

Figura 9: Pinos do dispositivo microcontrolador MSP430G2553



Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

Os periféricos integrados disponíveis no microcontrolador em questão que foram utilizados no projeto serão detalhados a seguir:

a) Timer A

O Timer A do microcontrolador MSP430G2553 é composto por dois temporizadores ou cronômetros de 16 bits, e cada um possui registros de captura/comparação, registros de controle de intervalos de tempo e ainda controle de saídas PWM, além de possuir registros de interrupção. Os dois temporizadores são chamados de Timer0_A3 (ou TA0) e Timer1_A3 (ou TA1), e são semelhantes no que diz respeito às suas funções no microcontrolador (TEXAS INSTRUMENTS, 2011). Será abordado aqui o uso do Timer0_A3 e suas funcionalidades.

O Timer0_A3 é um temporizador cuja fonte de clock pode ser selecionada e a frequência configurada para a aplicação específica. O TA0 pode ser dividido em duas partes: o bloco temporizador e os canais de captura/comparação. Existe um registro chamado TAR, de 16 bits, que armazena a contagem do TA0. Este mesmo registro é utilizado tanto no bloco temporizador quanto nos canais de captura/comparação do contador, em uma mesma frequência, fazendo com que as operações aconteçam de forma síncrona (DAVIES, 2008).

O registros detalhados a seguir foram utilizados para aplicação do bloco temporizador com interrupção nos Módulos Sensor e Atuador. No Módulo Sensor, o intervalo com interrupção é aplicado entre as ações de leitura de acelerometria e envio dos dados via radio-frequência. Já no Módulo Atuador, é aplicado para estabelecer intervalos a frequência de burst selecionada para o sinal de eletroestimulação.

A fonte de clock é selecionada a partir do clock do oscilador interno do microcontrolador para operar em baixa frequência, e outros parâmetros também são configurados para esse temporizador utilizando o Registro de Controle do Timer A (TACTL) do Timer A. Os bits correspondentes a este registro estão listados abaixo:

- Seleção de fonte de clock: **TASSEL_1** para usar o ACLK de 12kHz;
- Modo de controle: **MC_1** para o modo “up to CCR0”;
- Limpa contador: **TACLRL** limpa o registro do contador (TAR), o divisor de clock (ID_x) e a direção do contador (MC_x).
- Habilita interrupção do Timer A: **TAIE** faz com que o TAIFG seja habilitado, ou seja, TAIFG vai pra 1 e requer uma interrupção para ser zerado.

E o Registro de Comparação/Captura do Timer A (TACCRx) é utilizado para comparação entre seu valor e o valor contido no Registro do Timer A (TAR), que armazena a contagem do Timer A. Sendo assim, as configurações podem ser escritas da forma a seguir:

$$TA0CCR0 = 12;$$

$$TA0CTL = TASSEL_1 + MC_1 + TACLR + TAIE;$$

O valor atribuído à TA0CCR0 é definido de acordo com o intervalo de tempo desejado. No exemplo acima, o valor 12 corresponde à quantidade de ciclos da fonte de clock de 12kHz, equivalendo a um intervalo de aproximadamente 1ms. Outros valores para TA0CCR0 foram utilizados dependendo da necessidade do projeto.

b) Watch Dog Time + (WDT+)

O Watchdog Timer+ (em português, temporizador cão de guarda) é um módulo de temporização fornecido pelo microcontrolador, que reinicializa o sistema de forma controlada quando um determinado intervalo de tempo expira, indicando que houve um problema no software (TEXAS INSTRUMENTS, 2011). Ele protege o sistema no caso de algum erro ocorrer, por exemplo, quando o software entra em um loop infinito indesejado. Esse modo pode ser desativado, ou o módulo ainda pode ser configurado no modo de temporizador de intervalo (DAVIES, 2008).

Os modos de operação são denominados watchdog e temporizador de intervalo. No projeto, o modo watchdog é desativado, enquanto o modo temporizador de intervalo é configurado para atuar em algumas situações no firmware em que é necessário gerar um intervalo de tempo entre as operações.

Independente do modo de operação selecionado, existe um contador de 16 bits denominado WDTCNT que baseia-se no funcionamento do módulo WDT+, e toda configuração é realizada pelo registro de controle WDTCTL. A *flag* (do inglês, significa bandeira) WDTIFG, é um bit vai para nível lógico 1 quando o intervalo é expirado. Se o modo watchdog estivesse ativo, ele causaria a reinicialização do sistema. No modo temporizador de intervalo, a flag WDTIFG indica o fim do intervalo do temporizador, e requerida uma interrupção caso estivesse habilitada (TEXAS INSTRUMENTS, 2013).

Os intervalos gerados utilizando o WDT+ foram de aproximadamente 5,33ms e 42,67ms. O intervalo curto de 5,33ms é utilizado no envio de dados na comunicação SPI com o módulo transceptor nRF24101 e no envio de dados da comunicação sem fio entre os transceptores, enquanto o intervalo longo de 42,67ms foi aplicado no tempo de inicialização necessário para os transceptores.

Os principais bits a serem configurados no registro WDTCTL são WDTTMSEL para selecionar o modo WDT ou de intervalo, WDTSSSEL para selecionar a fonte de clock a ser utilizada e o WDTISx para indicar por quanto o valor do clock da fonte será dividido. Portanto:

- Para o temporizador com intervalo curto de ~5,33ms:
 - WDTTMSEL em 1 - modo de intervalo;
 - WDTSSSEL em 1 - fonte de clock ACLK interno de 12kHz;
 - WDTISx - dois bits em 1, ou seja, “WDTIS0 + WDTIS1 = 0x0001 + 0x0002 = 0x0003”, faz a fonte de clock ser dividida por 64 correspondendo a uma frequência de 187,5Hz (período de ~5,33ms).

- Para o temporizador com intervalo largo de ~42,67ms:
 - WDTTMSEL em 1 - modo de intervalo;
 - WDTSSSEL em 1 - fonte de clock ACLK interno de 12kHz;
 - WDTISx: bits em 1 e 0, ou seja, “WDTIS1 = 0x0002”, faz a fonte de clock ser dividida por 512 correspondendo a uma frequência de 23,43Hz (período de ~42,67ms).

c) USCI: SPI, I2C e UART

O MSP430G2553 dispõe de módulo USCI – Universal Serial Communication Interface (em português, Interface de Comunicação Serial Universal), que inclui as comunicações seriais síncronas SPI – Serial Peripheral Interface (em português, Interface Periférica Serial) e a I2C – Inter-Integrated Circuit (em português, Circuito Inter-Integrado). Além de fornecer a comunicação serial assíncrona UART (Transmissor / Receptor Universal Assíncrono) (TEXAS INSTRUMENTS, 2011).

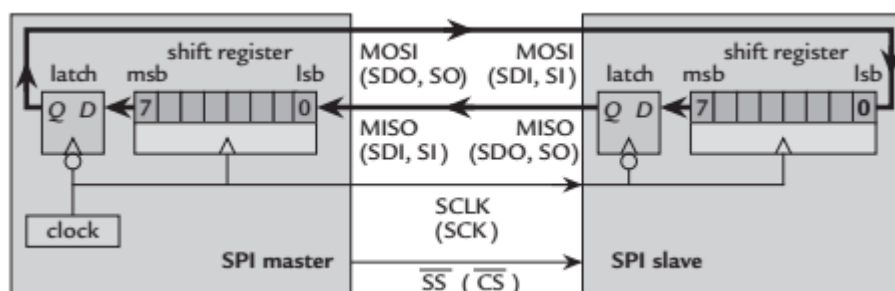
Cada uma dessas comunicações são utilizadas no projeto e serão abordadas aqui. A princípio, observa-se o suporte para a comunicação USCI do microcontrolador MSP430G2553 (TEXAS INSTRUMENTS, 2011):

- USCI_A0: SPI de três ou quatro pinos, UART, UART aprimorado e IrDA (Infrared Data Association, traduzido como Associação de Dados Infravermelhos)
- USCI_B0: SPI de três ou quatro pinos e I2C.

Comunicação SPI:

A comunicação SPI pode ser representada pela figura 10, onde o dispositivo mestre e o dispositivo escravo estabelecem uma comunicação serial síncrona (DAVIES, 2008):

Figura 10: Comunicação SPI: Interface periférica serial entre o mestre e o escravo.



Fonte: (DAVIES, 2008)

O dispositivo mestre coordena a comunicação, fornecendo um sinal de clock (SCLK) para a sincronia e selecionando o dispositivo através do pino SS, conforme a figura 10. Observa-se que a comunicação é do tipo *full duplex*, ou seja, os dispositivos transmitem dados nas duas direções. Os dados saem do pino MOSI (Master Out, Slave in, em português Saída do Mestre, Entrada do Escravo) do dispositivo mestre para o pino MOSI do dispositivo escravo. Enquanto o pino MISO (Master In, Slave Out, em português Entrada do Mestre, Saída do Escravo) do dispositivo escravo leva informação para o pino MISO do dispositivo mestre (DAVIES, 2008).

O MSP430G2553 realiza a comunicação síncrona do tipo SPI com deslocamento de oito bits, e foi configurado nas seguintes situações:

- **USCI_A0 no modo SPI:** Comunicação entre o microcontrolador e o transceptor nRF24L01 no Módulo Sensor;
- **USCI_B0 no modo SPI:** Comunicação entre microcontrolador e transceptor nRF24L01, tanto no Módulo Central quanto no Módulo Atuador.

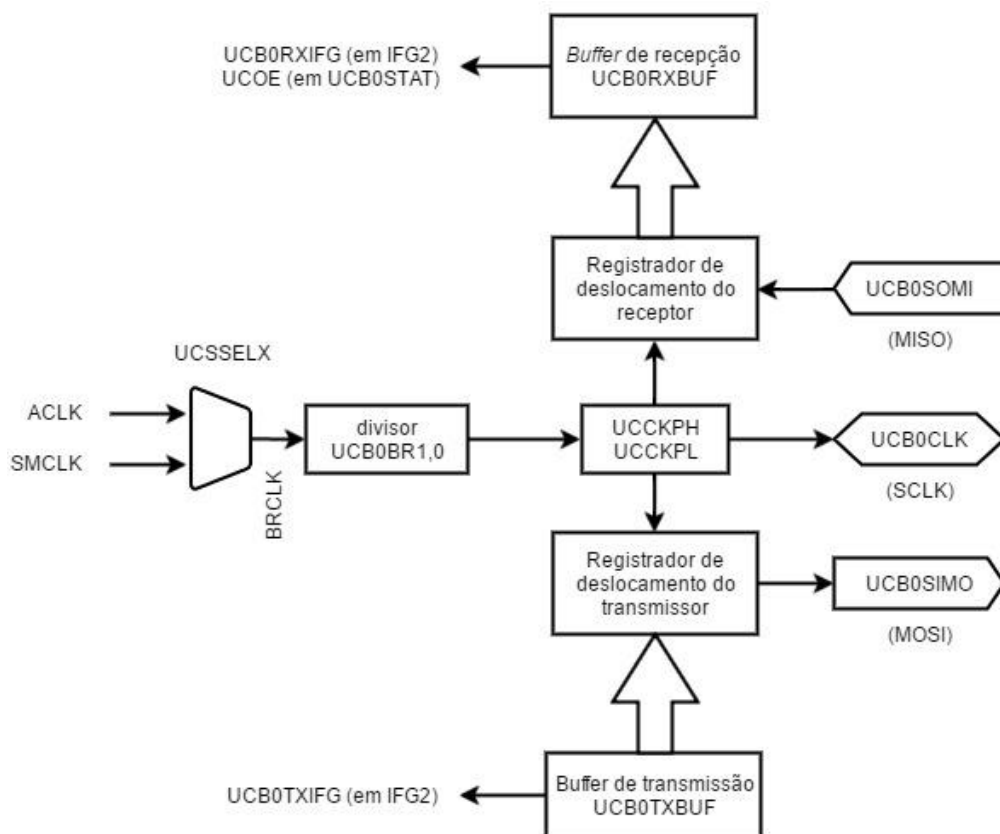
Para ambas as interfaces, foi realizada a mesma configuração, diferenciando apenas nos nomes dos registros, que varia entre A0 entre B0. Os seguintes parâmetros foram configurados:

- No registro UCB0CTL1: fonte de clock SMCLK, de 16 MHz;
- No registro UCB0CTL0: Modo de sincronismo pela fase do clock, primeiro o bit mais significativo, dispositivo mestre, modo SPI de três pinos e sincronia no modo SPI;
- Nos registros UCB0BR0 e UCB0BR1: frequência da fonte de clock dividida por dois (frequência de SCLK equivalente à $16\text{MHz} / 2 = 8\text{MHz}$).

A transmissão/recepção de dados via comunicação SPI acontece utilizando o intervalo de curto de $\sim 5,33\text{ms}$ gerado na configurações do WDT+, e verificando-se os bits de flag do WDT+ (WDTIFG) e do USCI (UCB0RXIFG).

Uma representação em diagrama de blocos da comunicação SPI pela USCI_B0 pode ser vista na figura 11:

Figura 11: USCI_B0 no modo SPI mestre – Diagrama de blocos.



Fonte: Adaptado de (DAVIES, 2008)

Comunicação I2C:

A comunicação I2C, do termo Inter-integrated Circuit (em português, circuito inter-integrado), é uma interface que usa comunicação serial com duas linhas bidirecionais, a de dados (SDA – Seril Data Line) e a de clock (SCK – Serial Clock Line). Em comparação com a comunicação SPI, a I2C utiliza menos linhas, porém, sua comunicação é mais lenta por necessitar de um arranjo elétrico para que aconteça a transmissão por uma única linha, além de necessitar de um protocolo de comunicação (DAVIES, 2008).

Mais de um escravo pode ser conectado na mesma linha de dados, em que o dispositivo mestre fornece o relógio para a comunicação, e realiza o protocolo de envio para o escravo selecionado (DAVIES, 2008). O escravo é selecionado a partir do seu endereço. No microcontrolador MSP430G2553, o módulo USCI realiza uma comunicação serial com interface I2C, utilizando endereçamento de sete ou de dez bits. A velocidade de transmissão padrão deste dispositivo é de 100kbps (cem kilo bits por segundo), e suporta até 400kbps no modo rápido. A comunicação possui uma frequência programável no mestre, além de recursos de baixo consumo de energia (TEXAS INSTRUMENTS, 2013).

A comunicação I2C acontece no projeto quando deseja-se fazer um interfaceamento entre o microcontrolador MSP430G2553 e o acelerômetro MPU6050, para o sistema ler os dados de acelerometria. O modo de comunicação usado é USCI_B0, que oferece este recurso.

A configuração da comunicação I2C para o Módulo Sensor é a seguinte:

- Os pinos específicos para usar USCI_B0 como comunicação SPI são configurados;
- No registro UCB0CTL0, o modo mestre é selecionado para o microcontrolador, o modo de comunicação I2C é selecionado e o modo síncrono de comunicação é habilitado;
- No registro UCB0CTL1, a fonte de clock SMCLK é selecionada e a frequência SCK é configurada para aproximadamente ~400kHz, fazendo SMCLK (16MHz) dividido por 40.

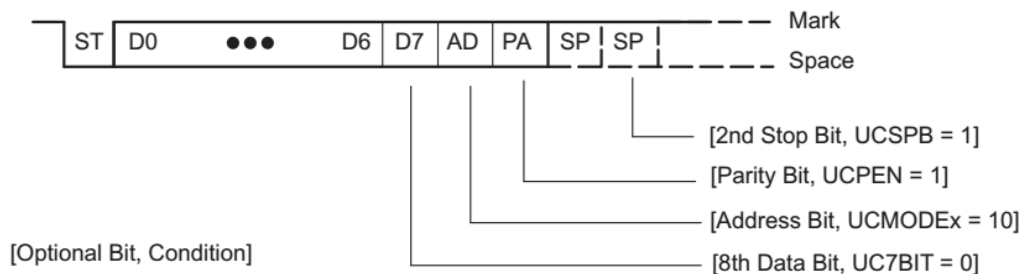
Rotinas foram criadas para setar o endereço do dispositivo escravo, para ler um byte do dispositivo, para ler uma palavra e para escrever um byte. Cada uma delas tem utilidades específicas na comunicação com o acelerômetro. Ao ler uma palavra é possível obter de uma vez o pacote de dados desejado, no caso, os valores de acelerometria.

Comunicação UART

A comunicação UART é um dos tipos de comunicação que o módulo USCI_A0 fornece no microcontrolador MSP430G2553, e possibilita a troca de informação através de dois pinos externos: UCA0RXD e UCA0TXD. O sistema se comunica utilizando sete ou oito bits com paridade par, ímpar ou sem paridade, pode ser configurado para fazer a recepção ou transmissão dos dados com LSB - first (que significa “primeiro o bit menos significativo”) ou MSB - first (que significa “primeiro o bit mais significativo”). O módulo também suporta interrupção independente para transmissão e recepção, com flags para detecção de erro e supressão, e para detecção de endereço (TEXAS INSTRUMENTS, 2013).

A taxa de bits da transmissão e recepção no modo UART é definida pelo *baud rate* (taxa de transferência) e acontece de forma assíncrona em relação aos outros dispositivos do sistema. A figura 12 mostra o formato dos dados na sequência: bit de início, oito bits de dados, bit de endereço, bit de paridade e um ou dois bits de parede (TEXAS INSTRUMENTS, 2013).

Figura 12: Formato do caracter no modo UART.



Fonte: (NUMBER; JULY, 2013)

Os pinos do microcontrolador utilizados para a comunicação UART são P1.1 (UCA0RXD) e P1.2 (UCA0TXD), configuráveis para esta aplicação. Eles correspondem, respectivamente, aos registros UCA0TXBUF e UCA0RXBUF.

Neste projeto, a UART é configurada para fazer a comunicação sem fio entre o Módulo Central e o computador, com uso de um módulo Bluetooth de rádio transceptor (ver item 3.2.3).

O baud rate escolhido para essa aplicação foi o de 9600 *baud rate*, e pode ser configurado a partir da frequência de clock usada como fonte para a transmissão. Os seguintes registros do MSP430G2553 são considerados:

- UCA0CTL1: Seleção da fonte de clock que define o clock BRCLK. UCSSEL_2 seleciona a frequência de SMCLK;
- Utilizando tabela fornecida por TEXAS INSTRUMENTS (2013) com *baud rates* comumente usados para selecionar o *baud rate* de acordo com a fonte de clock BRCLK, temos que:
 - UCABR0 = 104;
 - UCABR1 = 0;
 - UCA0MCTL = UCBRF_3 + UCOS16 = 0x30 + 0x01 = 0x31;

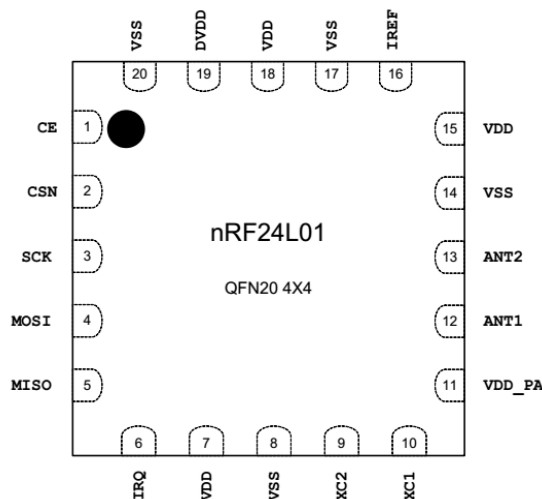
Para ativar a comunicação com o bluetooth, foi utilizado o recurso de interrupção da UART pelo registro de habilitação de interrupções IE2:

- IE2 |= UCA0TXIE; (habilita a interrupção de transmissão).

3.2.2 Transceptor de rádio-frequência NRF24L01

O nRF24L01 é um módulo de transmissão e recepção de dados, que contém o chip nRF24L01, fabricado pela Nordics. (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007) Trabalha com frequência de 2.4GHz, a máxima transmissão de dados é de 2Mbps. O dispositivo opera com alimentação de 1.9 até 3.6V, consome 11.3mA no modo TX, 12.3mA no modo RX, 22µA no modo inativo e 900nA no modo sleep e, possui endereço de firmware já programado no chip (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007) A figura 13 apresenta as portas do encapsulamento, seguido da tabela com os detalhes de função e descrição de cada pino.

Figura 13: Definição de pinos do CI nRF24L01, de encapsulamento 4x4 com 20 Pinos.



Fonte: (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007)

Tabela 6: Função e descrição dos pinos do chip nRF24L01

Pino	Nome	Função do pino	Descrição
1	CE	Entrada Digital	Habilitação do chip ativa modo RX ou TX
2	CSN	Entrada Digital	Seleção de chip da comunicação SPI
3	SCK	Entrada Digital	Clock da comunicação SPI
4	MOSI	Entrada Digital	Entrada de dado do escravo (comunicação SPI)
5	MISO	Saída Digital	Saída de dado do escravo (comunicação SPI), com opção de 3-estados.
6	IRQ	Saída Digital	Pino de interrupção mascarável (ativo em baixo)
7	VDD	Alimentação	Alimentação de energia (+1.9V - +3.6V DC)
8	VSS	Alimentação	Ground (0V)
9	XC2	Saída Analógica	Pino cristal 2
10	XC1	Entrada Analógica	Pino cristal 1
11	VDD_PA	Saída de alimentação	Saída de fonte de energia (+1.8V) para amplificador de potência interno do nR24L01. Deve ser conectado aos pinos ANT1 e ANT2.
12	ANT1	RF	Interface da Antena1
13	ANT2	RF	Interface da Antena 2
14	VSS	Alimentação	Terra (0V)
15	VDD	Alimentação	Fonte de alimentação (+1.9V - +3.6V DC)
16	IREF	Entrada Analógica	Corrente de referência. Conectado à resistor de 22kΩ para o terra.
17	VSS	Alimentação	Terra (0V)
18	VDD	Alimentação	Fonte de alimentação (+1.9V - +3.6V DC)
19	DVDD	Saída de alimentação	Alimentação de energia interna digital para fins de acoplamento.
20	VSS	Alimentação	Aterramento (0V)

Fonte: (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007)

Na configuração inicial para o modo TX ou o modo RX, assim como na mudança de um modo para outro, devem ser respeitados as condições apresentadas na tabela 7, assim como os intervalos de tempo entre as atribuições nas sequências de configuração (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007).

Tabela 7: Configuração dos modos de operação do nRF24L01.

Modo	registro PWR_UP	Registro PRIM_RX	CE	Estado do FIFO
Modo RX	1	1	1	-
Modo TX	1	0	1	Dado em TX FIFO. Deixará vazio todos os níveis em TX FIFOa.
Modo TX	1	0	mínimo 10µs em pulso alto	Dado em TX FIFO. Deixará vazio um nível em TX FIFOb.
Standby-II	1	0	1	TX FIFO vazio
Standby-I	1	-	0	Sem transmissão contínua de pacote.
Desligado	0	-	-	-

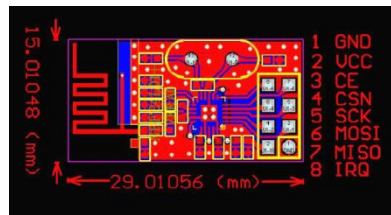
Fonte: (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007)

Neste projeto, os módulos se comunicam sem fio via rádio frequência. A placa vista na figura 14 representa o circuito transceptor da figura 15, o qual utiliza o chip nRF24L01 e está

preparado para conexão direta com as portas do microcontrolador. Uma placa como esta foi utilizada em cada um dos módulos. As configurações do firmware de cada módulo foram feitas de forma que o Módulo Central (mestre) solicita as informações e as recebe dos Módulos Sensores (escravo), assim como envia dados de comando e configuração para o Módulo Atuador (escravo). Para isso, o sistema utilizou de um mesmo canal de comunicação, e aplicou um protocolo com o uso de endereçamento para cada um dos dispositivos. Para que o protocolo opere como desejado, o sincronismo entre as operações devem ser respeitado.

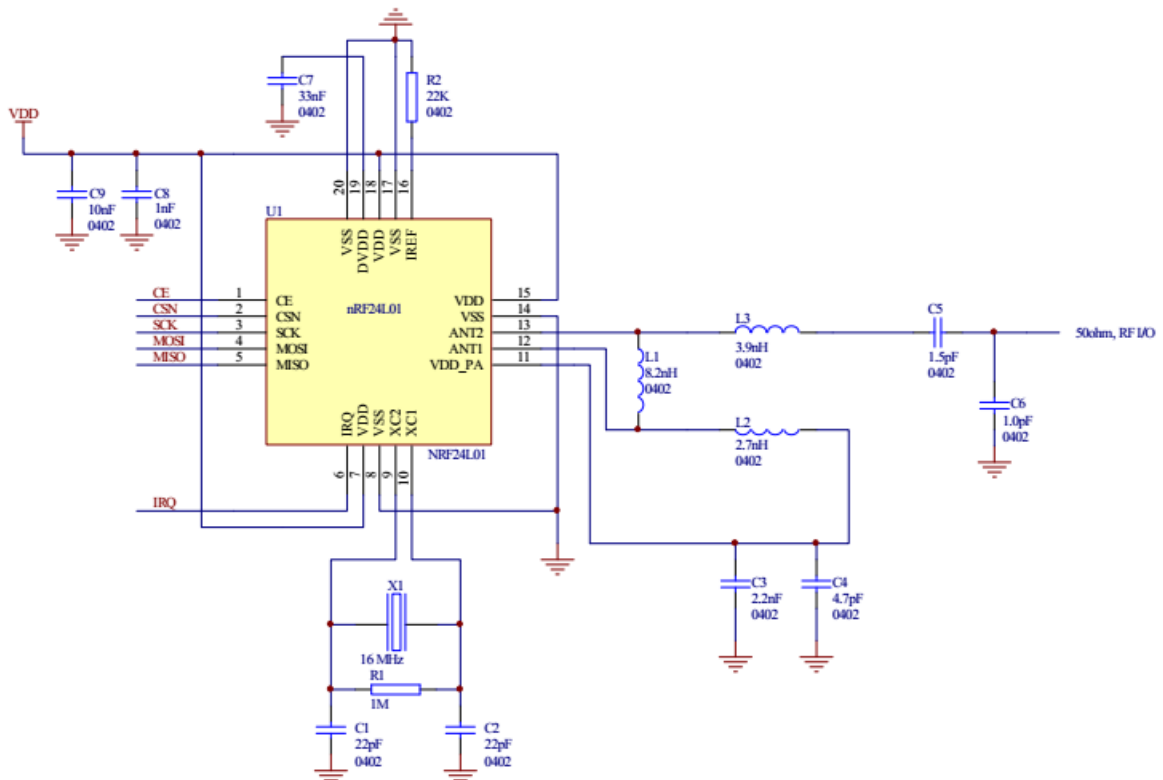
O pino IRQ é essencial para o sincronismo, pois ele indica quando um transceptor recebe ou envia dados, colocando este pino no nível lógico zero, onde normalmente ele fica em nível lógico 1 (NORDIC SEMICONDUCTOR, 2007). Assim, com o uso de interrupção de pino no microcontrolador MSP430G2553, a comunicação é estabelecida.

Figura 14: Placa de circuito impresso do transceptor nRF24L01, da LinkSprite.



Fonte: (LINKSPRITE TECHNOLOGIES, 2010)

Figura 15 - Esquema de circuito com transceptor nRF24L01



Fonte: (FEATURES, 2007)

3.2.3 Módulo Bluetooth HC-05

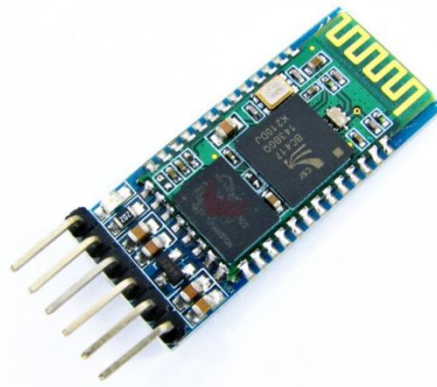
O módulo Bluetooth HC-05 é utilizado para configuração de conexão serial sem fio de tecnologia Bluetooth, qualificado como V2.0 + EDR de 3Mbps de modulação e transceptor de radio de 2,4GHz de frequência (EDR significa Enhanced Data Rate, em português, Taxa de Dados Melhorada). O módulo opera em baixa potência, com alimentação podendo variar entre 1,8 e 3,6V. Ele pode ser visto na figura 16 (“HC-05 Hardware”, [s.d.]). A placa com adaptação dos pinos de porta serial aparece na figura 17.

Figura 16: Módulo HC-05



Fonte: (TINYFINE, 2017)

Figura 17: Módulo HC-05 com adaptação dos pinos seriais.



Fonte: (FILIPEFLOP, 2017)

A taxa de transferência por padrão é de 38400 Baud rate, de 8 bits de dados, podendo ser configurada nas taxas 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400 e 469800. O módulo Bluetooth permite que haja um pareamento por padrão, e que realize uma auto-conexão ao último dispositivo pareado.

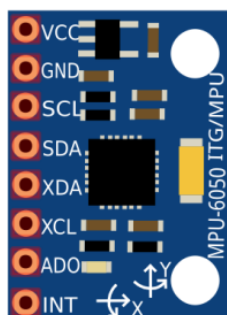
O módulo bluetooth foi configurado no Módulo Central para a comunicação sem fio com o computador. Tais configurações foram descritas na seção 3.2.1 c).

3.2.4 Acelerômetro MPU6050

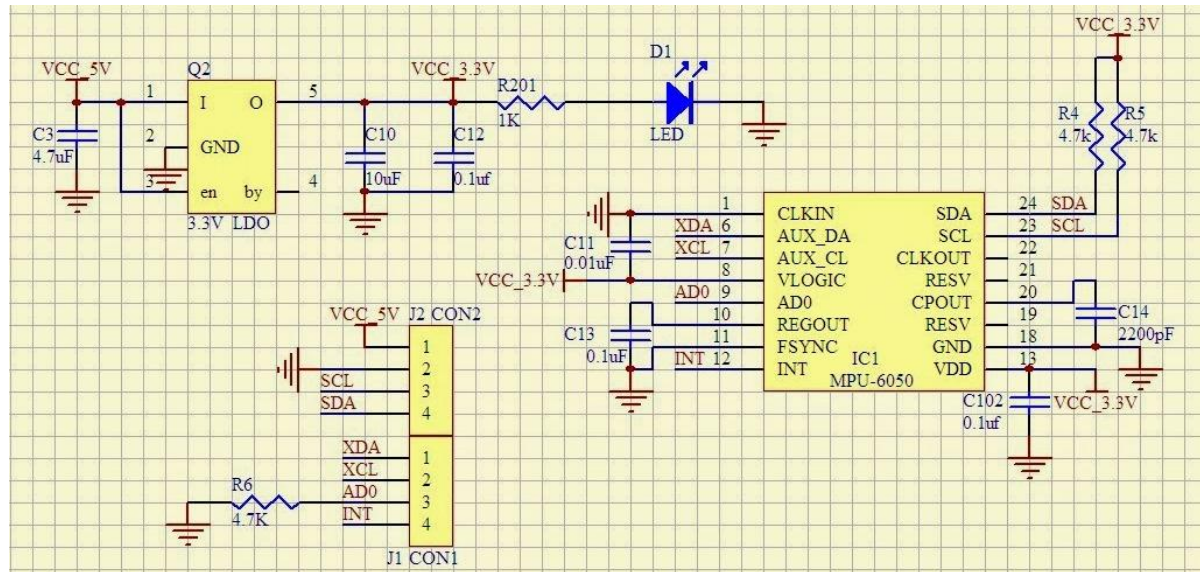
Em cada módulo sensor, é utilizado um acelerômetro MPU6050, que mede aceleração e giroscopia dos três eixos (X, Y e Z). Sua configuração de construção permite que o dispositivo se comunique com múltiplos sensores, através da sua porta I2C auxiliar (INVENSENSE, 2013).

O dispositivo possui escalas programáveis de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 ° / seg (dps) para o giroscópio, e de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$ para o acelerômetro. O chip MPU6050 opera com a faixa de tensão 2.375V-3.46V (“MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification”, 2013). O módulo de acelerometria (figura 18) é desenvolvido de acordo com o esquema visto na figura 19, operando com tensão de alimentação de 5V DC (“GY - 521 - SCH”, 2017).

Figura 18: Módulo do acelerômetro MPU6050



Fonte: (DIYHACKING, 2017)

Figura 19: Esquema de ligação do módulo MPU6050

Fonte: (“GY - 521 - SCH”, 2017)

Os pinos do acelerômetro estão descritos na tabela a seguir, que correspondem à alimentação de energia, aos pinos de comunicação I2C e à saída digital para gerar interrupção.

Tabela 8: Pinos do acelerômetro MPU6050

Número do pino	Nome do pino	Descrição
13	VDD (ou VCC)	Tensão de alimentação de energia e entrada/saída digital
18	GND	Terra
23	SCL	I2C (clock da comunicação serial)
24	DAS	I2C (dado serial)
06	AUX_DA (ou XDA)	I2C (dado serial mestre para conexão com sensores externos)
07	AUX_CL (ou XCL)	I2C (clock da comunicação serial mestre para conexão com sensores externos)
09	AD0	I2C Endereço do escravo LSB
12	INT	Saída digital de interrupção

Fonte: (INVENSENSE, 2013).

Algumas vantagens oferecidas pelo acelerômetro MPU6050 são o baixo consumo de energia, com corrente normal de operação de $500\mu\text{A}$, o tamanho pequeno, a alta precisão e repetibilidade (INVENSENSE, 2013).

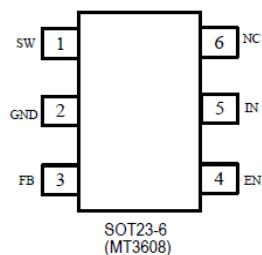
Neste projeto é utilizada a medição de acelerometria dos eixos X, Y e Z, para aquisição dos movimentos do paciente durante a eletroestimulação. A saída do conversor analógico/digital é de 16 bits, em formato de complemento de dois, e a escala escolhida foi a de $\pm 4g$. Três funções principais foram utilizadas no decorrer do firmware dos Módulos Sensores:

- *Init_I2C_USCI(MPU6050_ADDRESS)*: utiliza a porta I2C para enviar comandos de inicialização do módulo de acelerometria;
- *Setup_MPU6050()*: envia comandos de configuração do acelerômetro;
- *WordRead_I2C_USCI(MPU6050_RA_ACCEL_XOUT_H, rData, 6)*: faz a leitura dos dados de acelerometria dos três eixos. Cada eixo fornece 16 bits de informação, totalizando a leitura de 6 bytes de informação pela porta I2C.

3.2.5 Conversor elevador DC/DC MT3608

Para elevar a amplitude da tensão de alimentação DC do circuito de eletroestimulação, foi utilizado o conversor elevador DC/DC MT3608, da AEROSEMI. É um dispositivo adequado para aplicações em baixa potência e de pequenas dimensões, pois o chaveamento a uma frequência constante de 1,2MHz requer o uso de componentes pequenos e de baixa potência, e requer baixa corrente de entrada. As principais características observadas deste componente são: tensão de entrada entre 2V a 24V DC e tensão de saída no pino SW ajustável de 0 até 28V DC. Os pinos do componente podem ser observados na figura a seguir, suas funções na tabela 9 (AEROSEMI, 2016).

Figura 20: Pinos do componente conversor step-up MT3608.



Fonte: (AEROSEMI, 2016)

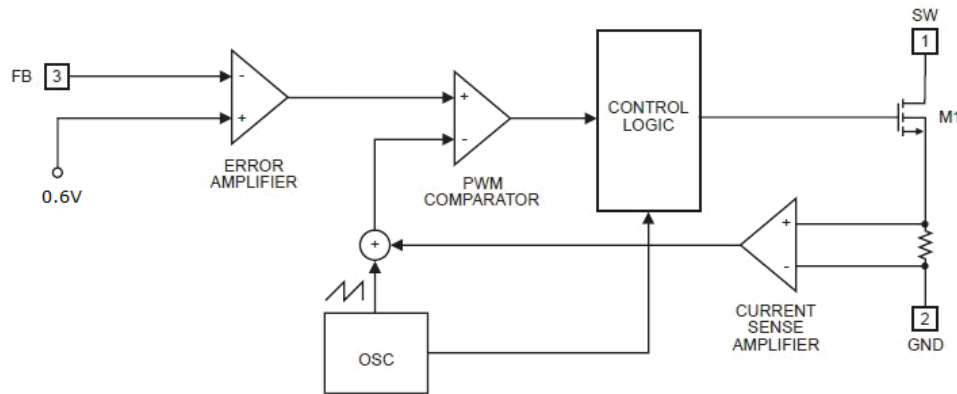
Tabela 9: Função dos pinos do conversor step-up MT3608.

Pinos	Função
1 SW	Chave de saída. SW é o dreno do MOSFET interno. Conecte o indutor de potência e retifique a saída do SW. SW pode oscilar entre GND e 28V.
2 GND	Pino de terra
3 FB	Entrada de realimentação. A tensão de FB é 0.6V. Conecte um resistor divisor de tensão para a entrada FB.
4 EN	Entrada de controle do regulador. Uma entrada alta em EN liga o conversor, e uma entrada baixa o desliga. Quando não é usado, conecte EM à entrada de alimentação para uma inicialização automática.
5 IN	Pino de entrada de alimentação. Deve ser bypassada localmente.
6 NC	NC

Fonte: (AEROSEMI, 2016)

Na figura 21, o MT3608 é um circuito que controla o nível de tensão DC na saída (SW), a partir do valor de uma entrada de realimentação (FB) (AEROSEMI, 2016).

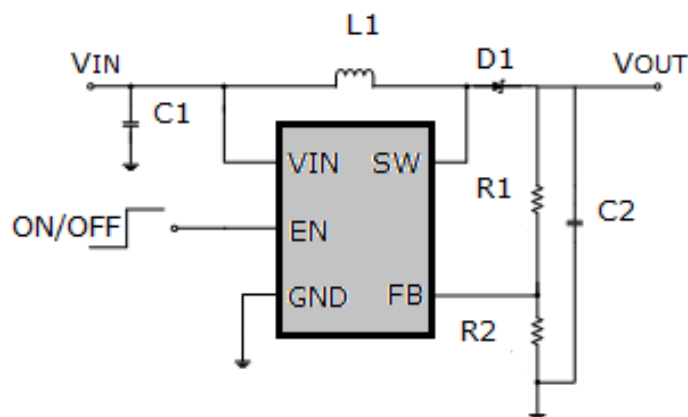
Figura 21: Diagrama de blocos funcional do conversor step-up MT3608



Fonte: (AEROSEMI, 2016)

A tensão de saída do regulador é ajustada de acordo com o valor da tensão no pino FB, controlada por um potenciômetro de precisão de 100k Ω . O esquema típico utilizado para essa aplicação utilizando o conversor aparece no circuito da figura 22 para o componente MT3608. A placa com este circuito é comercializada como mostra a figura 23, a qual foi utilizada neste projeto. O circuito conversor DC/DC é alimentado por uma fonte de tensão DC, e elevada até os níveis de tensão necessários para o circuito eletroestimulador do Módulo Atuador (ver seção 3.4.1). Para uma melhor adaptação do projeto, substituiu-se o potenciômetro analógico por um digital (ver seção 3.2.7), possibilitando o controle digital da tensão de saída do modulo conversor DC/DC.

Figura 22: Circuito de aplicação básica do conversor step-up MT3608.



Fonte: (AEROSEMI, 2016)

Figura 23: Módulo conversor DC/DC MT3608.

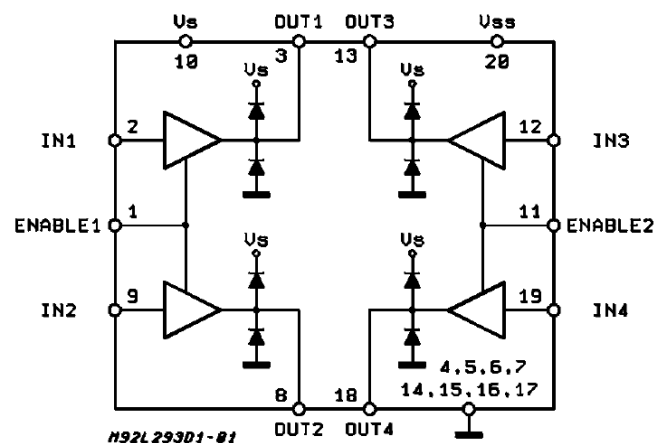


Fonte: (INTERSIL AMERICAS INC., 2009)

3.2.6 Ponte h L293D: Push-Pull com quatro canais de controle com diodos

O componente L293D, push-pull de quatro canais de controle, é um dispositivo monolítico que trabalha tanto com padrões DTL quanto com níveis lógicos TTL e no controle de cargas indutivas. Ele utiliza duas pontes, cada qual com uma entrada de habilitação. O diagrama de blocos do componente e a lógica das entradas de habilitação da ponte são apresentados na figura 24 (“L293D L293DD”, 1996):

Figura 24: Diagrama de blocos da ponte h L293D.



Fonte: (SGS-THOMSON, 1996)

Tabela 10: Tabela verdade de um canal do L293D, em que: Z – Saída de alta impedância;

Input	Enable	Output
H	H	H
L	H	L
H	L	Z
L	L	Z

Fonte: (SGS-THOMSON, 1996)

Na tabela 10 é possível observar o comportamento da saída em relação à lógica de entrada para cada canal. Tanto a frequência quanto a amplitude do sinal de saída podem ser controlados de acordo, respectivamente, com a configuração das portas Input e Enable e com o valor de tensão de alimentação do pino Vs (pino discriminado veja na tabela 11).

Alguns dos valores máximos de operação dos pinos deste componente estão relacionados na tabela 11. Observa-se que o dispositivo pode operar com limite de tensão de alimentação de até 36V, o que proporciona flexibilidade quanto à sua aplicação.

Tabela 11: Valores máximos de operação do L293D.

Símbolo	Parâmetro	Valor	Unidade
V_S	Tensão de alimentação	36	V
V_{SS}	Tensão de alimentação lógica	36	V
V_i	Tensão de entrada	7	V
V_{em}	Tensão de habilitação	7	V
I_o	Pico de corrente de saída	1.2	A
P_{tot}	Potência total de dissipação a uma temperatura de 90°	4	W

Fonte: (SGS-THOMSON, 1996)

No projeto de FES, especificamente no Módulo Atuador, a ponte h foi destinada a gerar um sinal modulado com ajuste de frequência e de amplitude, para que o projeto atendesse aos parâmetros necessários do sinal de eletroestimulação. O sinal gerado pela ponte h é aplicado a um transformador elevador, para obtenção de tensão com amplitude necessária para eletroestimulação.

A largura de pulso com valores em torno de 300 μ s, as frequências de burst em torno de 40HZ e a variação de amplitude do sinal, abordados nos requisitos do item 3.1.1, são ajustadas de acordo com a lógica aplicada pelo microcontrolador MSP430G2553 às portas do L293, e de acordo com a tensão de entrada que chega no pino Vs. Essa configuração pode ser observada no esquema da figura 30, encontrado na página 63.

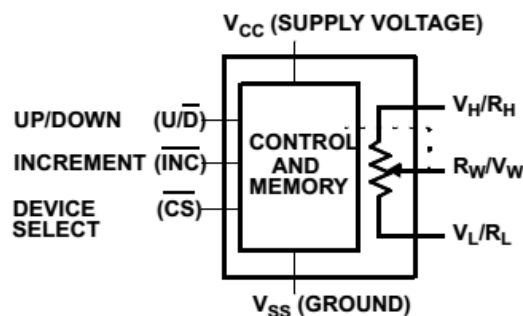
3.2.7 Potenciômetro Digital X9C104P

O potenciômetro digital X9C104P, da Interstil, é um potenciômetro de resistência nominal de 100k Ω , controlado digitalmente. Ele é composto por uma matriz 99 resistências e uma rede de comutação de limpadores. Três pinos fazem o controle da posição do limpador para determinar a resistência de saída: o pino CS - Chip Select (em português, Seleção de

Dispositivo), U/D - Up/Down (em português, Alto/Baixo) e INC – Increment (em português, Incremento) (INTERSIL AMERICAS INC., 2009).

O dispositivo também possui uma memória não volátil, que armazena a posição do limpador, a qual pode ser recuperada em uma reinicialização do potenciômetro. A resistência do potenciômetro possui três terminais de saída, denominados V_H/R_H , R_W/V_W e V_L/R_L , como mostra a figura 25, em que V_{CC} corresponde à entrada de tensão de alimentação de 5V e V_{SS} , ao pino de aterramento. A corrente do dispositivo no modo ativo é de até 3mA, enquanto que no modo Standby é de 750 μ A. A tolerância da resistência total é de até $\pm 20\%$ (INTERSIL AMERICAS INC., 2009).

Figura 25: Diagrama de blocos geral do Potenciômetro Digital X9C104P.



Fonte: (INTERSIL AMERICAS INC., 2009)

Este dispositivo foi aplicado no projeto do circuito eletroestimulador do Módulo Atuador. O nível de tensão de saída do conversor DC/DC MT3608, visto na seção 3.2.5, é controlado pela entrada de realimentação do pino FB, que por sua vez é controlada por um potenciômetro analógico de precisão de 100k Ω . O potenciômetro digital substitui o analógico (visto no circuito) e controla digitalmente a amplitude de saída do conversor DC/DC e, consequentemente, a amplitude do sinal de saída do circuito eletroestimulador do Módulo Atuador.

A resistência do potenciômetro digital é controlada pelo microcontrolador MSP430G2553 através dos pinos CS, U/D e INC do potenciômetro, fornecendo condições de variação da resistência de forma a variar o nível de tensão de saída do conversor DC/DC. O circuito típico para o módulo conversor aparece na figura 22, e a adaptação utilizando potenciômetro digital aparece com detalhes na figura 30 (página 63) com esquema elétrico do Módulo Atuador.

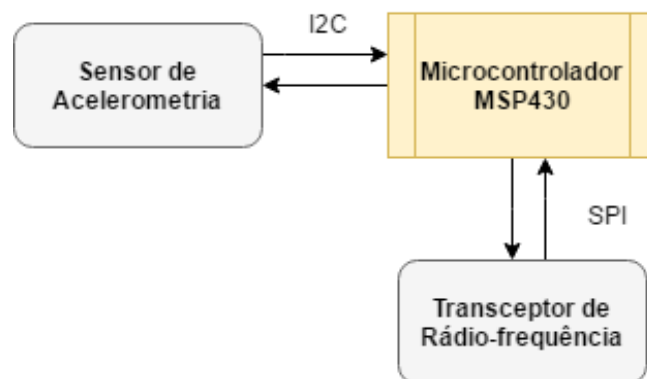
3.3 Módulo Sensor

Como foi mencionado anteriormente, o módulo sensor tem a função de fazer a leitura de acelerometria triaxial e enviá-la para o Módulo Central via comunicação sem fio (radio-frequência). Existe a necessidade de fazer medições que indiquem o posicionamento ou movimento durante os ciclos da marcha humana, e um dos itens comumente utilizados para o controle da FES é o sensor de acelerometria (SABUT *et al*, 2013).

Para isso, o módulo é constituído de três componentes fundamentais, além da fonte de alimentação (ver figura 26):

- Microcontrolador MSP430G2553;
- Circuito transceptor nRF24L01;
- Circuito com acelerômetro e giroscópio MPU6050

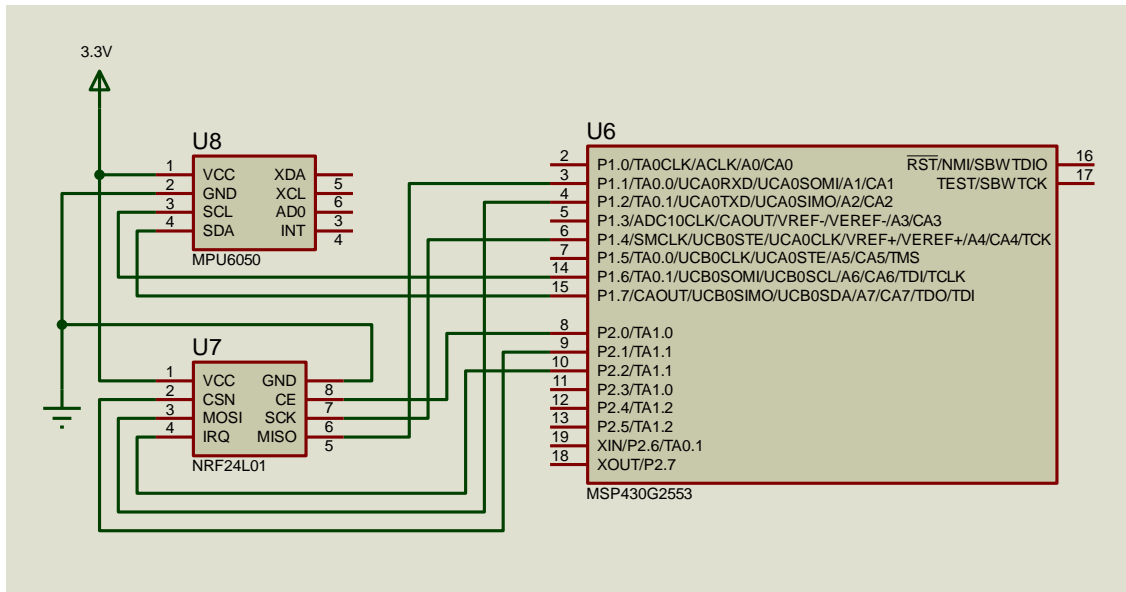
Figura 26: Diagrama geral do Módulo Sensor.



Fonte: Acervo do autor.

Neste módulo é estabelecida uma comunicação SPI (USCI_A0 do MSP430G2553 no modo SPI) entre o microcontrolador e o transceptor pelos pinos P1.1, P1.2, P1.4 e P1.5, e uma comunicação I2C (USCI_B0 no modo I2C) entre o microcontrolador e o circuito de acelerometria pelos pinos P1.6 e P1.7, como visto no esquema da figura 27.

Figura 27: Esquema elétrico do Módulo Sensor



Fonte: Acervo do autor.

Todos os componentes compartilham da mesma tensão DC de 3,3V na alimentação. O *firmware* para a programação do microcontrolador foi desenvolvido de forma que sempre que o Módulo Central solicitasse a informação de acelerometria do Módulo Sensor, este módulo realizasse o envio. Cada Módulo Sensor deve ter um endereço, denominado 0x01 para Módulo Sensor 1 e 0x02 para o Módulo Sensor 2. Assim, os Módulos Sensores só respondem com informação quando receberem seu valor de endereço.

Para que o Módulo Sensor seja selecionado corretamente e para que Módulo Central confirme se os dados chegaram sem perda de informação, o sistema utiliza uma rotina de pacote de dados em que os valores vão acompanhados de um cabeçalho e um dado no final do pacote. Observe que o sensor de acelerometria está configurado para trabalhar com 16 bits de dados. Enquanto que a comunicação SPI acontece com o envio de 8 em 8 bits, necessitando enviar 2 envios para cada dado de acelerometria (byte menos significativo seguido do byte mais significativo), assim como o envio do endereço para seleção do sensor também utiliza 2 bytes por envio. As tabelas 12 e 13 apresentam, respectivamente, os pacotes de endereço e os pacotes de dados de acelerometria dos Módulos Sensores.

Tabela 12: Pacotes de endereço enviado do Módulo Central para os Módulos Sensor 1 e Sensor 2

Módulo	Cabeçalho1 (2 bytes)	Cabeçalho2 (2 bytes)	Final do pacote (2 bytes)
Sensor 1	0x1234	0x0001	0x5678
Sensor 2	0x2143	0x0002	0x6587

Fonte: Acervo do autor.

Tabela 13: Pacotes de dados enviados dos Módulo Sensor 1 e Sensor 2 para o Módulo Central

Módulo	Cabeçalho (2 bytes)	Endereço do sensor (2 bytes)	Dado 1 (2 bytes)	Dado 2 (2 bytes)	Dado 3 (2 bytes)	Final do pacote (2 bytes)
Sensor 1	0xAAAA	0x0001	Eixo X1	Eixo Y1	Eixo Z1	0xEEEE
Sensor 2	0xAAAA	0x0002	Eixo X2	Eixo Y2	Eixo Z2	0xEEEE

Fonte: Acervo do autor.

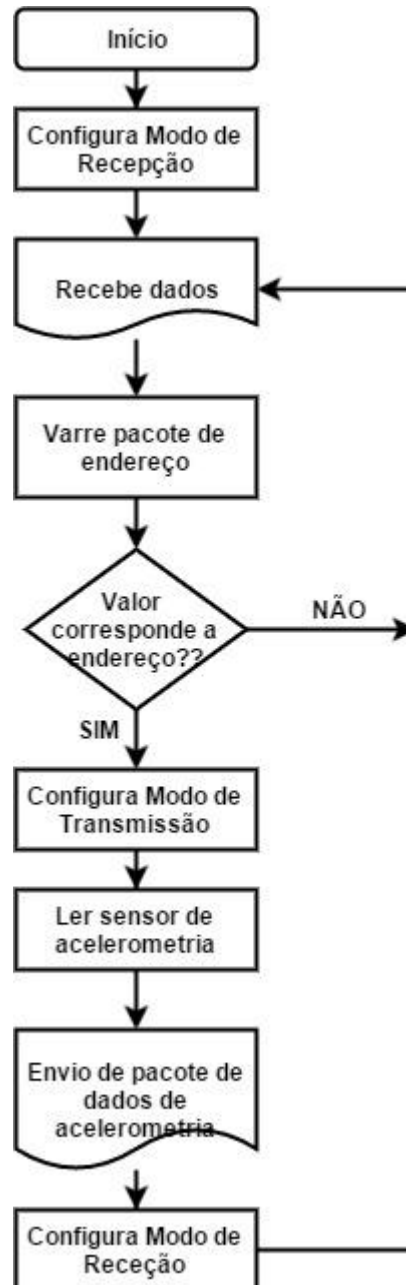
A sequência das operações do firmware gravado no microcontrolador dos Módulos Sensores pode ser vista no fluxograma da figura 28. O Módulo Sensor inicia realizando as principais configurações, como a frequência de clock, configuração de portas, configuração de modos de comunicação, assim como a dos dispositivos conectados a ele. Na configuração inicial do transceptor, o mesmo é colocado no “modo de recepção”, pois o Módulo Sensor precisa receber informações de endereço do Módulo Central através do transceptor. Em seguida, o Módulo Sensor entra em um laço de repetição, em que ele recebe o pacote de endereço, faz a leitura dos dados acelerometria e os envia para o Módulo Central.

O microcontrolador armazena os dados recebidos pelo transceptor, e verifica se a sequência destes dados correspondem à apresentada na tabela 12, de acordo com cada Módulo Sensor. Se o pacote de endereço não corresponder, o microcontrolador continua realizando a leitura dos dados recebidos. Quando o pacote corresponder ao esperado, o transceptor é configurado para o modo de transmissão.

Durante o modo de transmissão, o Módulo Sensor faz a leitura dos dados de acelerometria, através da comunicação I2C do acelerômetro com o microcontrolador. Os dados dos eixos X, Y e Z de acelerometria têm tamanho de 16bits cada, os quais são lidos pelo microcontrolador e armazenados em variáveis de oito bits, resultando em duas variáveis de oito bits representando cada eixo de acelerometria. Em seguida, acontece uma sequência de envio de dados do Módulo Sensor para o Módulo Central. Cada dado de 16 bits, dividido em byte menos significativo e byte mais significativo, é enviado nesta sequência, e conforme os pacotes de dados apresentados na tabela 13.

Para finalizar o laço de repetição, ao finalizar o envio do pacote de dados para o Módulo Central, o Módulo Sensor entra novamente no modo de recepção, para voltar a receber dados.

Figura 28: Fluxograma do firmware do Módulo Sensor.



Fonte: Acervo do autor.

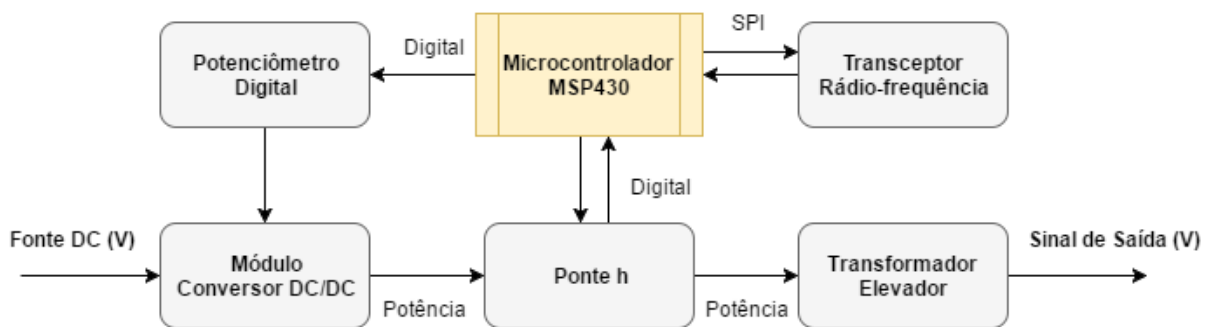
3.4 Módulo Atuador

O Módulo Atuador (esquema na figura 29) é o módulo da etapa final do sistema. Ele gera o sinal de eletroestimulação de saída, cuja configuração é proveniente do Módulo

Central. A comunicação acontece via rádio-frequência, fazendo com que o usuário fique livre de fios ligando os módulos. O sistema utiliza basicamente os seguintes componentes:

- Microcontrolador MSP430G255;
- Circuito transceptor de radiofrequência NRF24L01;
- Circuito conversor DC/DC com MT3608;
- Ponte h Push-Pull L293D;
- Potenciômetro Digital de 100k Ω X9C104P;
- Reguladores de tensão para 5V e 3.3V;
- Transformador elevador 1A, 12V-110/220V.

Figura 29: Diagrama geral do Módulo Atuador.



Fonte: Acervo do autor.

Os parâmetros da eletroestimulação são ajustados de acordo com os dados enviados pelo Módulo Central na comunicação sem fio pelo transceptor. O Módulo Central tem o papel de informar ao Módulo Atuador o momento que deve aplicar a eletroestimulação, assim como envia no mesmo pacote os dados para ajuste de frequência de burst (em Hertz), de largura de pulso (em microssegundos) e de amplitude do sinal (Volts).

Um botão do tipo *push button* é utilizado para ligar ou desligar o sinal de eletroestimulação de teste na saída do circuito. O sinal obtido é do tipo monopolar, e o controle dos parâmetros citados acima foram todos digitais.

O Módulo Atuador opera com uma tensão DC alimentado sua entrada, a qual é ligada na entrada de um conversor DC/DC do tipo elevador de tensão (veja detalhes na seção 3.2.5). Este dispositivo foi aplicado para proporcionar tensões DC ao circuito com as amplitudes necessárias para o cumprimento dos requisitos de projeto. Um detalhe importante deste conversor é que sua saída pode ser ajustada para valores variados, de até 28VDC. O

potenciômetro analógico de precisão de $100\text{k}\Omega$ do circuito do conversor DC/DC, que é utilizado para fazer este ajuste de tensão (na figura 22, o potenciômetro corresponde à associação das resistências R1 e R2), foi substituído por um potenciômetro digital de $100\text{k}\Omega$, bem como por outros resistores em série, conforme será detalhado no circuito do Módulo Atuador da seção 3.4.1. Desta forma, a saída de tensão do conversor pôde ser controlada digitalmente.

O potenciômetro digital X9C104 tem sua posição ajustada pelo microcontrolador MSP430G2553, de forma que o conversor DC/DC gere amplitudes de tensão na saída que atendam aos requisitos de projeto.

Para o ajuste de frequência de *burst* e da largura de pulso do sinal de saída, foi utilizada a ponte h L293D, explorada na seção 3.2.6. Estes parâmetros são determinados pelos comandos que o Módulo Central envia para o Módulo Atuador, através do módulo transceptor. A saída do conversor DC/DC é conectada à entrada da ponte h, enquanto que o MSP430G2553 controla o ajuste destes parâmetros. A saída de tensão da ponte h corresponde à tensão de entrada modulada pelo microcontrolador.

Por fim, este sinal modulado é aplicado na entrada do transformador elevador, que aumenta a amplitude deste sinal para valores necessários em sinais de eletroestimulação funcional. O circuito eletroestimulador, seus pinos, ajustes aplicados e firmware do Módulo Atuador são apresentados na seção 3.4.1.

3.4.1 O circuito eletroestimulador

O circuito do Módulo Atuador pode ser visto na figura 30, com todos os componentes. Os componentes responsáveis por elevar a tensão de saída até os níveis necessários para a eletroestimulação são o conversor DC/DC (MT3608) e o transformador de saída. Esta é a rede de alimentação do sinal de saída. Em seguida temos os componentes de controle, que são o microcontrolador (MSP430G2553), a ponte h (L293D) e o potenciômetro digital (X9C104).

O potenciômetro digital de $100\text{k}\Omega$, que controla a saída do conversor DC/DC, substituiu o potenciômetro analógico de $100\text{k}\Omega$ do circuito original, visto na figura 2 (correspondentes à associação dos resistores R1 e R2). Este potenciômetro foi adaptado para receber uma tensão de até 10V nos seus terminais, correspondente a tensão máxima suportada para este componente. Para isso, resistores de aproximadamente três vezes a resistência de $100\text{k}\Omega$ foram associados em série com este potenciômetro, de forma que a saída do conversor DC/DC variasse entre 5VDC e 13VDC. O valor de resistência escolhido foi em função da

tensão de saída máxima do conversor (até 28VDC) e a tensão máxima que o potenciômetro suporta (10VDC). A figura 30 apresenta em detalhes esta adaptação.

Um botão do tipo *push button* é conectado ao pino P2.5 do microcontrolador, e é utilizado para ligar ou desligar um sinal de eletroestimulação de teste na saída do circuito. Este botão pode ser visto no circuito da figura 30.

A tensão de saída do conversor DC/DC é chaveada pela ponte h. Nesta etapa, o microcontrolador utiliza os pinos IN1 e ENABLE1 de controle da ponte h para fazer o controle tanto da frequência de burst, quanto da largura de pulso da saída da ponte h, da qual se utiliza apenas a saída OUT1, obtendo uma onda quadrada monopolar. A frequência de burst foi configurada para operar em três valores distintos: 20Hz, 35Hz e 50kHz. Enquanto que a largura de pulso pode ser ajustada em 200µs, 300µs e 400µs.

Por fim, a saída chaveada é ligada à entrada do transformador elevador, para que o sistema alcance os níveis de tensão para eletroestimulação. Para liminar os picos de tensão nas bordas do sinal de saída do transformador, foi aplicada uma fonte resistiva/capacitiva para eliminar as variações indesejadas do sinal, visto no esquema da figura 30. A saída do circuito foi configurada para gerar sinais com amplitudes ajustáveis entre 35V_p, 50V_p e 75V_p.

O funcionamento do firmware desenvolvido para o controle do Módulo Atuador pode ser visto na forma de fluxograma na figura 31. Para a seleção do Módulo Atuador, assim como para o envio de dados do Módulo Central para o Módulo Atuador, também foi aplicado o uso de pacote de dados. Para a seleção correta do módulo e para o envio correto das informações, foi utilizado os pacotes de endereço e de dados que aparecem na tabela a seguir, com o envio de 16 bits por vez:

Tabela 14: Pacote de dados para comunicação entre Módulo Central e Módulo Atuador

Tipo de dado	Cabeçalho (2 bytes)	Informação(2 bytes)	Final do pacote (2 bytes)
Endereço	0x1122;	0x0003	0x3344
Dado	0xDDDD	COMANDOS	0xCCCC

Fonte: Acervo do autor.

As informações de comando correspondem à uma sequência de 16 bits enviadas ao Módulo Atuador, em que o byte mais significativo é nulo e o byte menos significativo está representado na tabela abaixo:

Tabela 15: Comando enviado do Módulo Central para o Módulo Atuador.

Parâmetro	Eletroestimulação		Largura de pulso		Frequência		Amplitude	
Variável	E		L		F		A	
Byte	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit3	Bit2	Bit 1	Bit0

Variável E: 00 – não eletroestimula; 01 – eletroestimula.

Variável L: 00 – 200µs; 01 - 300 µs; 10 - 400 µs.

Variável F: 00 – 20Hz; 01 – 35Hz; 10 – 50Hz.

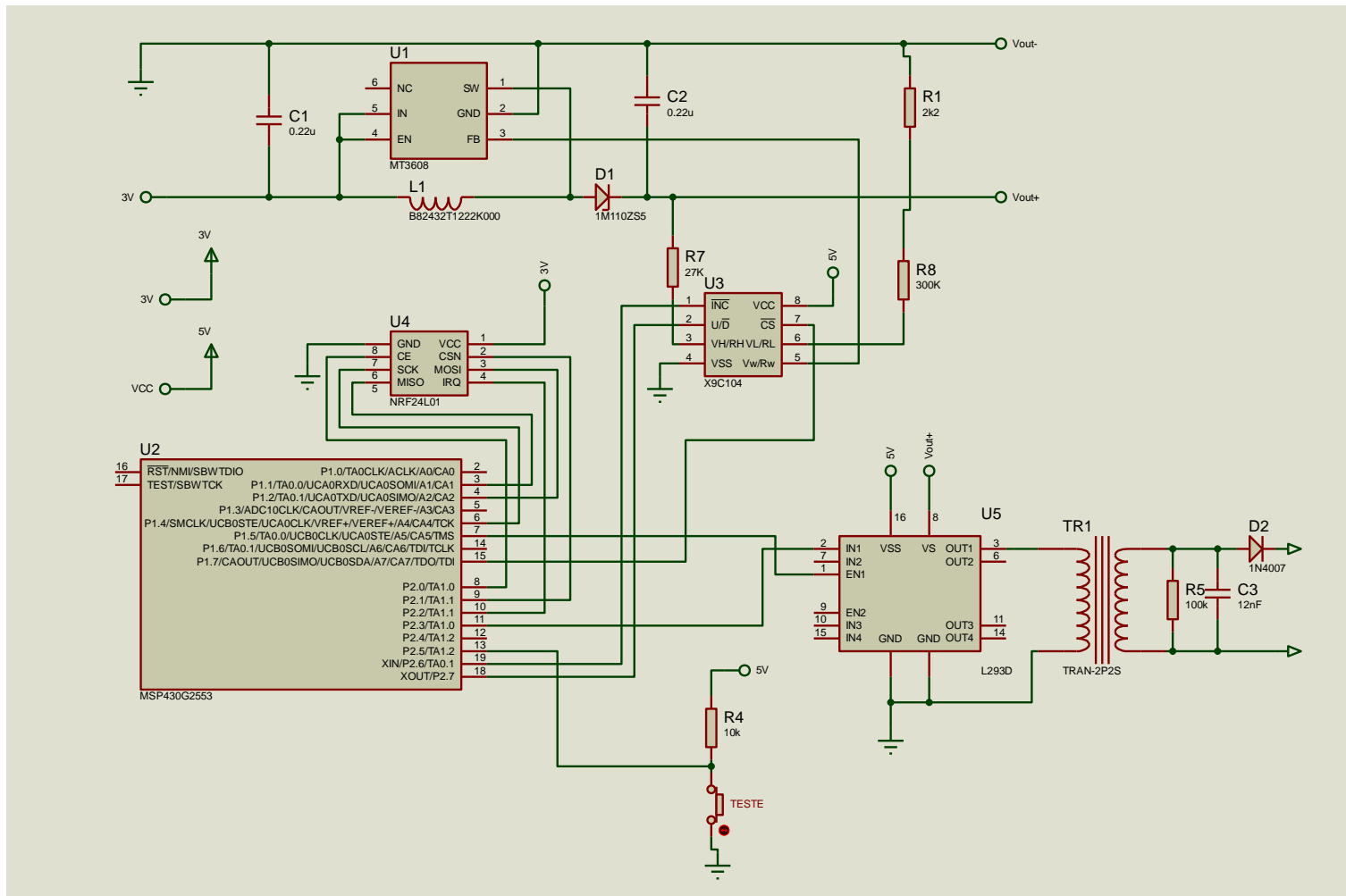
Variável A: 00 – 30V; 01 – 50V; 10 – 75V.

Fonte: Acervo do autor.

O fluxograma apresentado na figura 31 mostra a sequência que o firmware do Módulo Atuador executa, iniciando com a configuração do microcontrolador e de todos os dispositivos conectados a ele. O transceptor é configurado para o modo de recepção, para que o Módulo Atuador receba o pacote de endereço. O sistema verifica se o botão teste foi acionado e, se não, começa a receber dados e verificar se corresponde ao pacote de endereço deste módulo. Para isso, o sistema utiliza o pacote de endereço correspondente da tabela 14. Caso o pacote esteja correto, verifica na sequência o pacote de dados (tabela 14). Se receber o pacote de dados correto, realiza o ajuste de largura de pulso e frequência configurando a ponte h, assim como o ajuste da amplitude, configurando o potenciômetro digital, conforme dados do byte de comando apresentado na tabela 15.

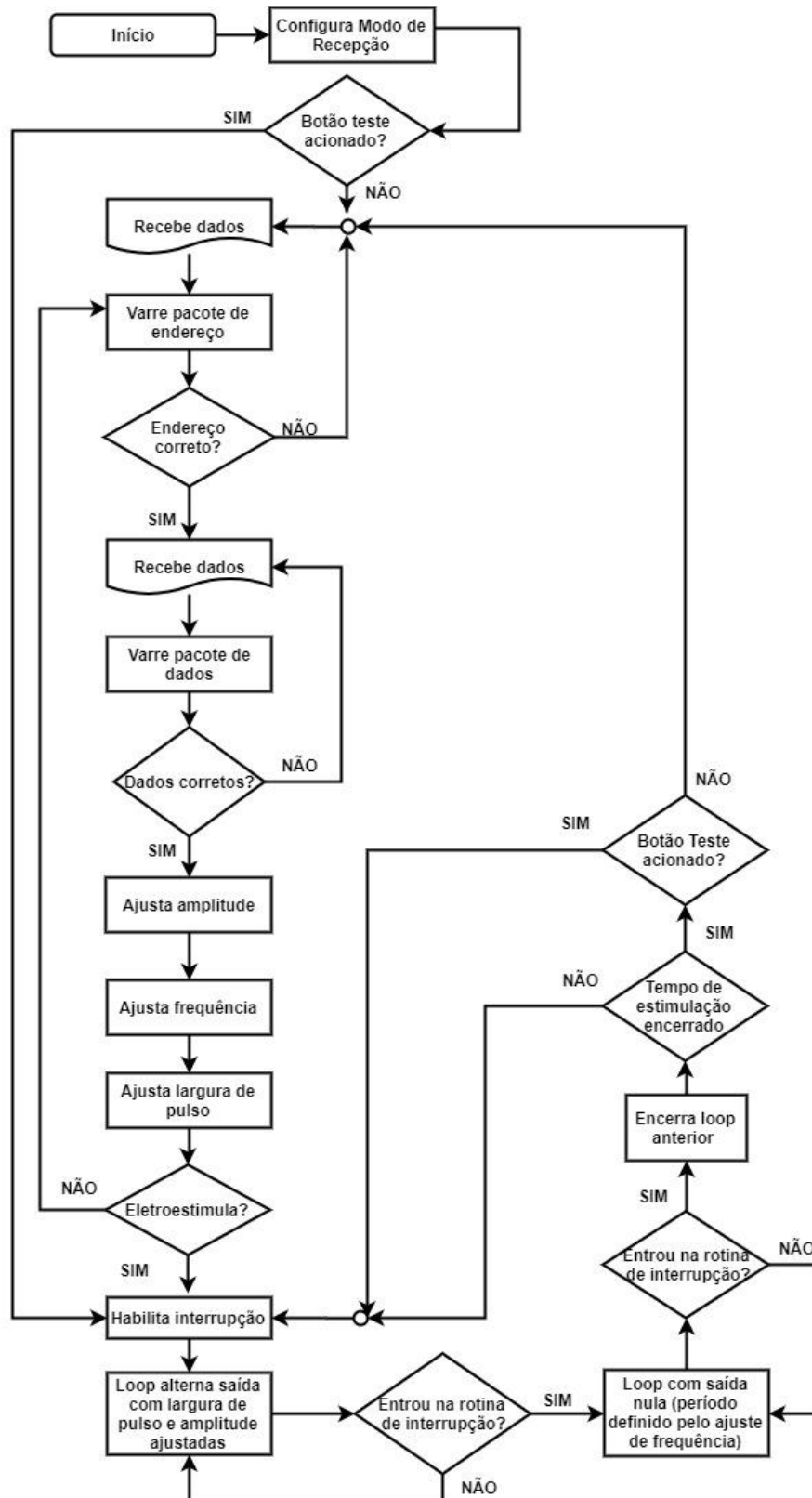
Se o parâmetro Eletroestimulação estiver acionado, o fluxo segue para iniciar a eletroestimulação, caso contrário, retorna para o recebimento de dados. Na eletroestimulação, habilita uma interrupção de tempo para contar a metade do período correspondente à frequência ajustada, e na sequência entra em um loop que alterna a saída da ponte h entre alto e baixo, com intervalos correspondentes à largura de pulso ajustada. Quando a interrupção é ativada, ela é habilitada novamente, agora para o loop com a saída da ponte h em zero, completando o período de burst. Por fim, o sistema verifica se o tempo de estimulação, calculado a partir da mesma rotina de interrupção, chegou a um segundo. Se esse tempo não estiver encerrado, repete os dois loops correspondentes à eletroestimulação. Se sim, verifica se o botão teste foi acionado. Caso o botão teste tenha sido acionado, ele continua a eletroestimular, até que ele seja pressionado novamente. Na verificação, caso ele não tenha sido pressionado, o sistema inicia novamente a receber dados.

Figura 30: Esquema Elétrico do Módulo Atuador.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 31: Fluxograma do firmware do Módulo Atuador



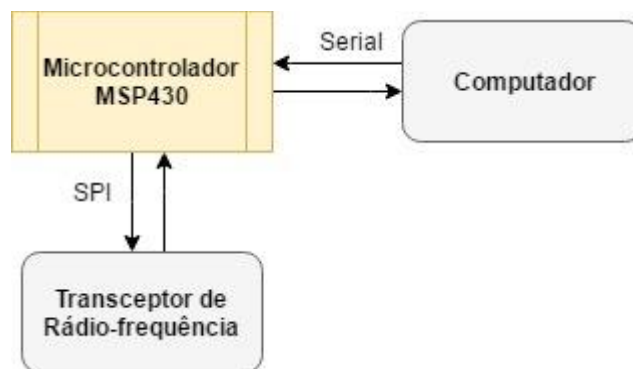
Fonte: Acervo do autor.

3.5 Módulo Central

O Módulo Central, como o próprio nome sugere, centraliza os comandos principais e os dados do sistema para eletroestimulação. Ele se comunica com todos os outros Módulos e com o computador, possibilitando o controle geral do sistema por um computador.

Este módulo (figura 32) é composto pelo microcontrolador, pelo transceptor e pelo módulo *bluetooth*. Como foi visto no diagrama de bloco do sistema da figura 7, o módulo central se comunica através do transceptor com os Módulos Sensores, os quais fornecem dados de acelerometria, e com o Módulo Atuador, para o qual transmite dados de comando e de ajuste de parâmetros. Assim como se comunica através do módulo Bluetooth com o computador, enviando informações de acelerometria. Todos esses passos foram detalhados nos itens anteriores.

Figura 32: Esquema geral do Módulo Central.



Fonte: Acervo do autor.

O objetivo da implementação de um Módulo Central é que ele obtenha informações importantes para o controle do sistema através de uma comunicação sem fio, e ter a possibilidade de analisá-las e processá-las, além de atuar no sistema também via comunicação sem fio, de forma que o ajuste da marcha humana seja cada vez mais aprimorado. Além disso, existe uma comunicação sem fio entre o Módulo Central e computador, em que os valores de acelerometria recebidos são mostrados na tela do computador, representando dados para processamento. O software no computador utiliza o programa Visual Studio, da Microsoft®, fornecido pelo grupo de pesquisa de Engenharia Biomédica da UFRR, e adaptado a este projeto. Neste software, são utilizados botões de ajuste de Amplitude (30, 45 e 75V), de Frequência (20, 35 e 50Hz) e de Largura de Pulso (200, 300 e 400 μ).

O esquema elétrico da figura 33 apresenta as ligações entre os componentes deste módulo.

Na figura 34, está detalhado o fluxograma do firmware, que opera no microcontrolador do Módulo Central. Este firmware é responsável por coordenar todo o sistema. O fluxograma inicia configurando o microcontrolador, as portas e os dispositivos ligados ao microcontrolador. Ele configura o transceptor no modo de transmissão, para iniciar a comunicação com os Módulos Sensores. Para os dois sensores, o sistema envia pacotes de endereço (conforme tabela 12), e em seguida configura o transceptor para o modo de recepção. Com isso, entra no modo de baixa potência e fica aguardando o recebimento dos dados de acelerometria, que ativa uma interrupção de porta a partir da saída do pino IRQ do transceptor (ligado à porta P2.2 do microcontrolador). À medida que vai recendo os dados, verifica se o pacote está correto (conforme tabela 13).

Em seguida, o dispositivo envia o pacote de dados para o software no computador, que mostra a variação da acelerometria dos dois acelerômetros, em forma de gráficos. O pacote de dados corresponde à sequência apresentada na tabela 16. O sistema muda o transceptor para o modo de transmissão. Verifica, então, se recebeu dados via Bluetooth, se sim, armazena os valores nas variáveis correspondentes. Em seguida, envia o pacote de endereço e de dados para o Módulo Atuador, conforme pacote representado na tabela 14. Por fim, reinicia a comunicação com os Módulos Sensores.

Tabela 16: Pacotes de dados enviados dos Módulo Central para o Computador

Cabeçalho (2 bytes)	Dado 1 (2 bytes)	Dado 2 (2 bytes)	Dado 3 (2 bytes)	Dado 1 (2 bytes)	Dado 2 (2 bytes)	Dado 3 (2 bytes)	Final do pacote (2 bytes)
0XFF00	Eixo X1	Eixo Y1	Eixo Z1	Eixo X2	Eixo Y2	Eixo Z2	0xFFFF

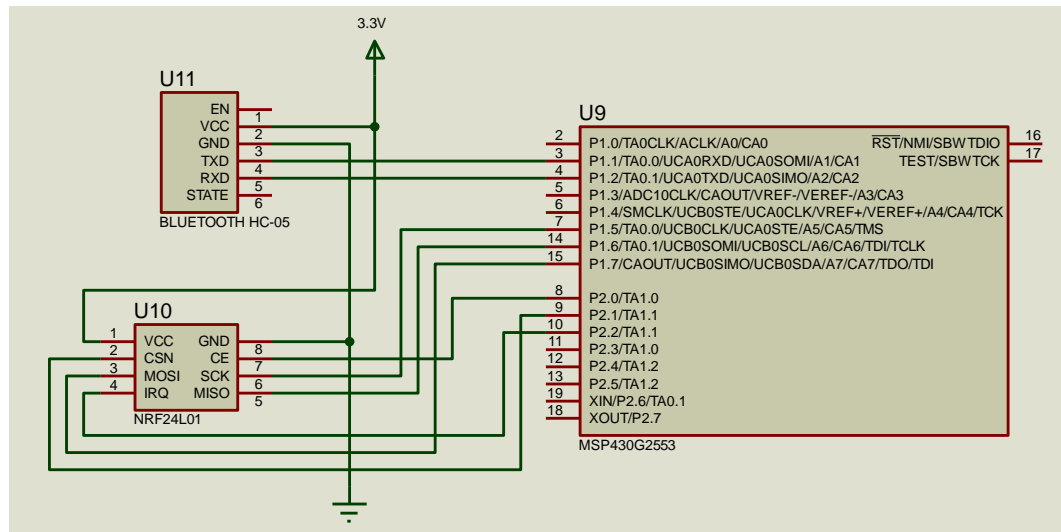
Fonte: Acervo do autor.

Tabela 17: Pacote de dados para comunicação entre Módulo Central e Computador

Cabeçalho (2 bytes)	Dado 1 (2 bytes)	Dado 2 (2 bytes)	Dado3 (2 bytes)	Final do pacote (2 bytes)
0xFFFF	Amplitude	Frequência	Largura de pulso	0xFF00

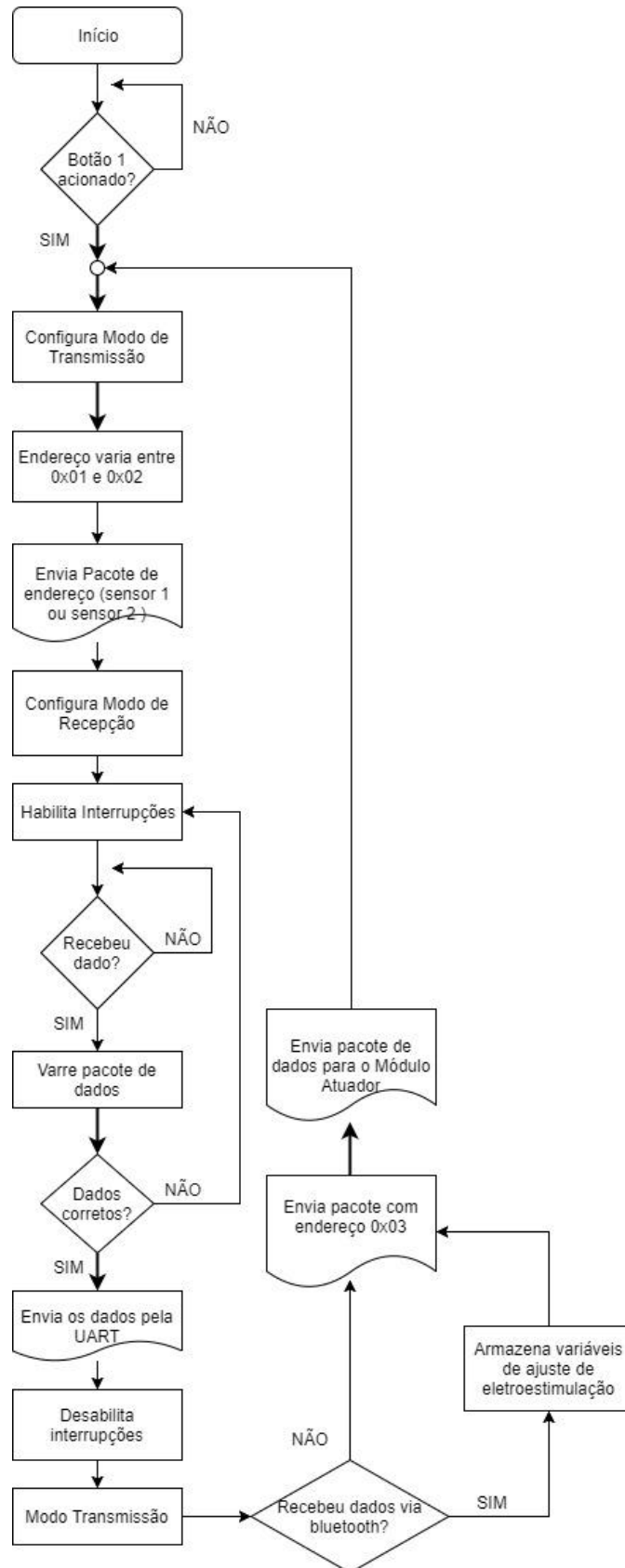
Fonte: Acervo do autor.

Figura 33: Esquema Elétrico do Módulo Central.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 34: Fluxograma do firmware do Módulo Central.



Fonte: Acervo do autor.

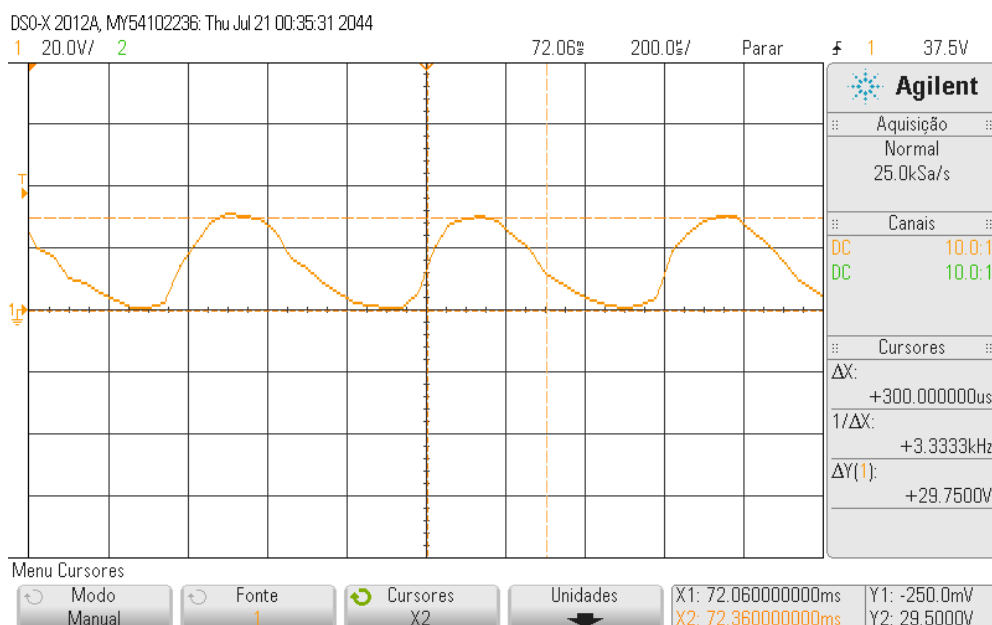
4 RESULTADOS

O sistema de eletroestimulação obtido na pesquisa realizou a eletroestimulação segundo parâmetros principais observados na literatura para a eletroestimulação do tipo funcional (KRUEGER-BECK *et al.*, 2011), atendendo aos parâmetros ajustáveis necessários na aplicação final no paciente. Para avaliação do sistema, a amplitude do sinal de saída foi ajustada em três valores distintos de aproximadamente 30, 50 e 75V. A frequência de *burst* variou ente os 20, 35 e 50Hz, e as larguras de pulso foram ajustadas em 200, 300 e 400 μ s.

Os gráficos com largura de pulso de 300 μ s, amplitude de 29,75V e freqüência de 51,02Hz podem ser observados nas figuras 35 e 36. Na figura 35 é visível a largura de pulso e a amplitude do sinal. Na figura 36, pode ser notada a freqüência e a amplitude do sinal. Nas figuras 37 e 38, os gráficos apresentam os parâmetros: largura de pulso de 200 μ s, amplitude de 50,62V e freqüência de 35,79Hz. As figuras 39 e 40 exemplificam a saída de eletroestimulação com os parâmetros de 20,45Hz de freqüência, 75V de amplitude e 400 μ s de largura de pulso.

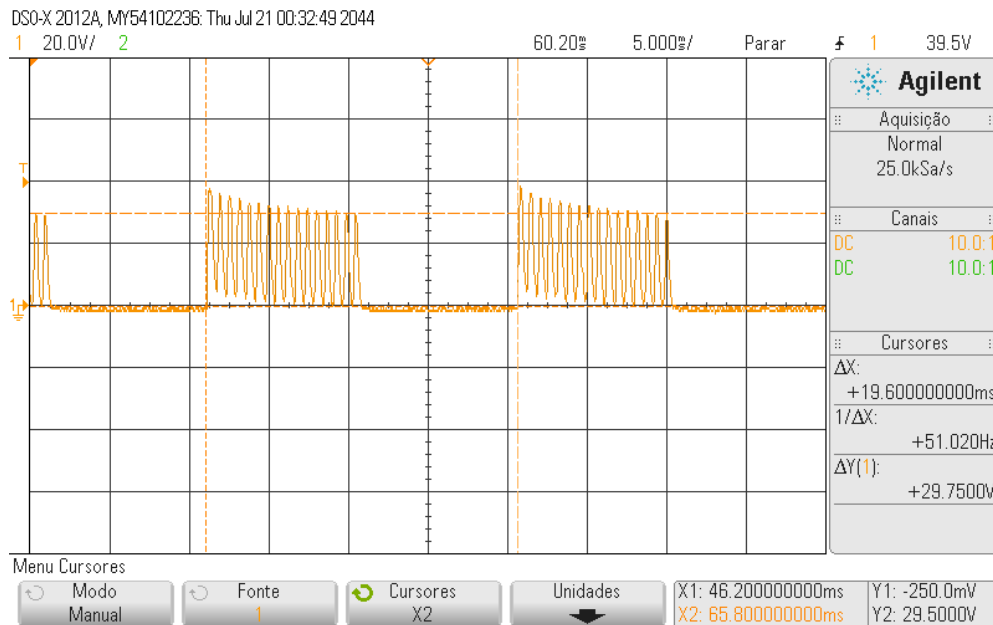
Estes gráficos de eletroestimulação apresentaram curvaturas, decorrentes da aplicação do sinal de onda quadrada à entrada do transformador elevador de tensão, e devido à aplicação de filtros na sua saída para reduzir o aparecimento de picos de tensão no início dos pulsos.

Figura 35: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 300 μ s e amplitude de 29,75V (a freqüência é 51,02Hz)



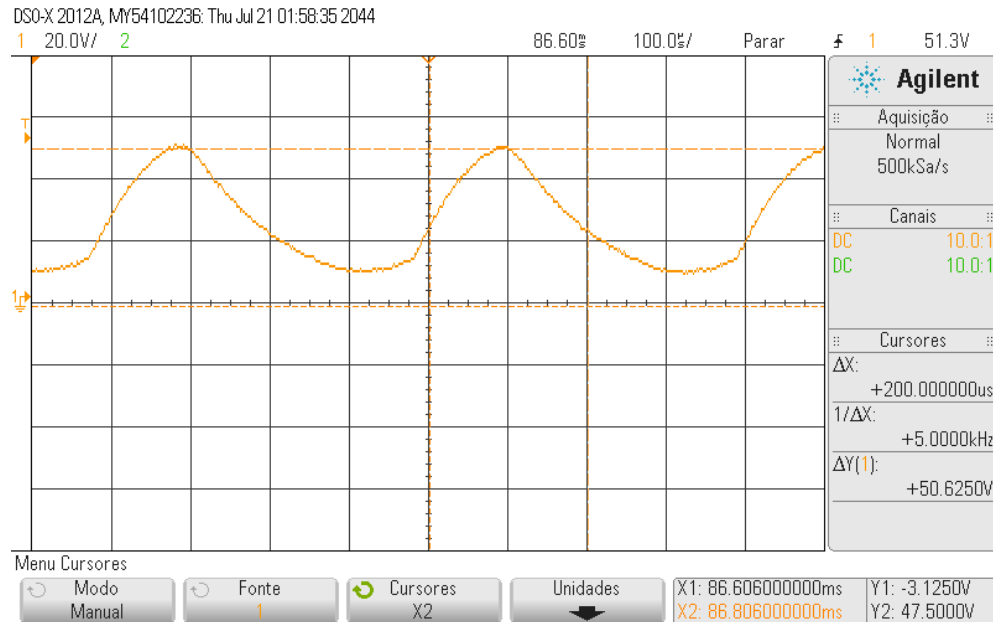
Fonte: Acervo do autor.

Figura 36: Sinal de eletroestimulação com frequência de 51,02Hz e amplitude de 29,75V (largura de pulso é 300 μ s).



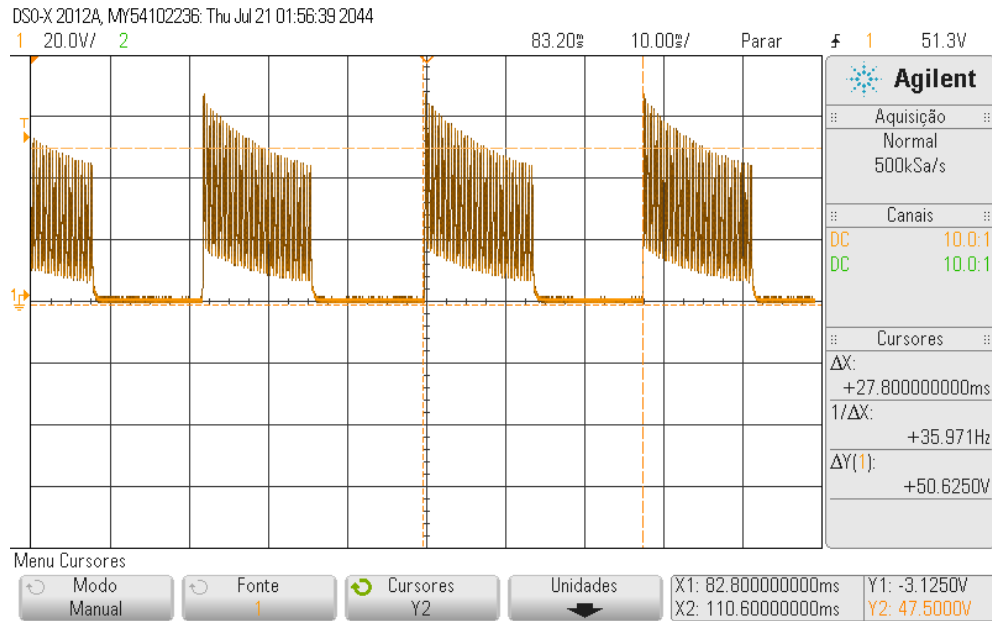
Fonte: Acervo do autor.

Figura 37: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 200 μ s e amplitude de 50,62V (a frequência é 35,79Hz).



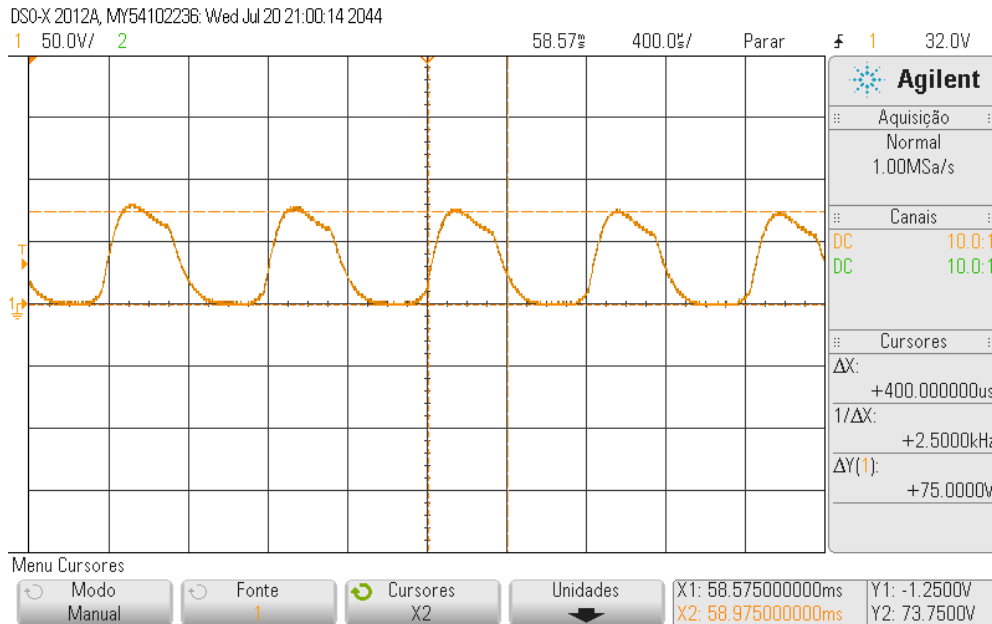
Fonte: Acervo do autor.

Figura 38: Sinal de eletroestimulação com frequência de 35,79Hz e amplitude de 50,62V (a largura de pulso é 200 μ s).



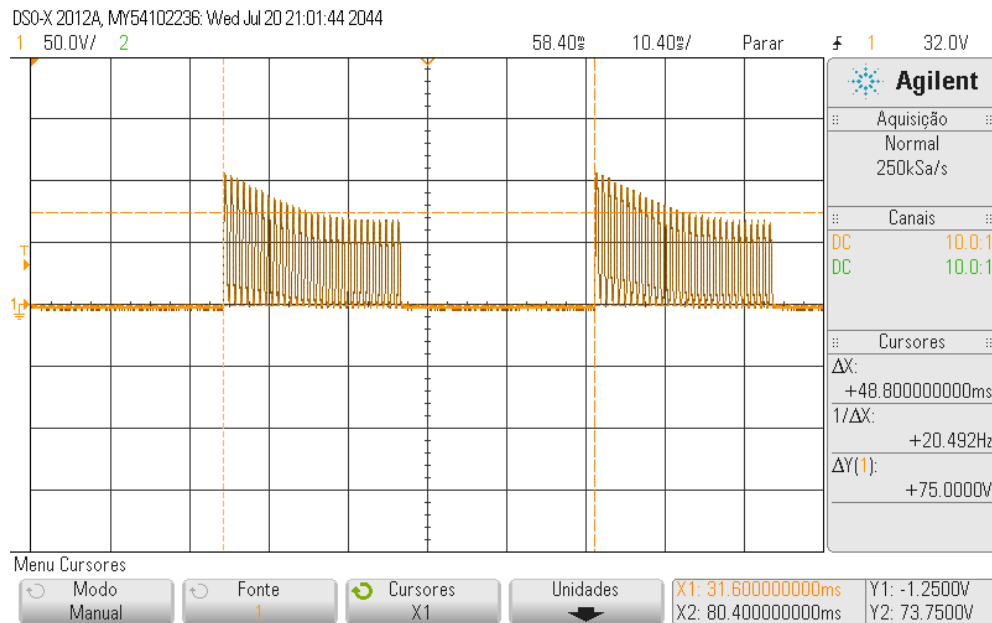
Fonte: Acervo do autor.

Figura 39: Sinal de eletroestimulação com largura de pulso de 400 μ s e amplitude de 75V (a frequência é 20,45Hz).



Fonte: Acervo do autor.

Figura 40: Sinal de eletroestimulação com frequência de 20,45Hz e amplitude de 75V (a largura de pulso é 400 μ s).



Fonte: Acervo do autor.

A comunicação entre os módulos foi realizada de forma eficiente, em que o sistema consegue identificar os pacotes recebidos e estabelecer uma comunicação. Durante a transmissão de dados entre os módulos, o osciloscópio identifica o momento em que cada dado é enviado e recebido, ao monitorar o pino de habilitação dos transceptores. Assim como foi realizada uma comparação entre os dados enviados e recebidos durante os testes dos microcontroladores, em que o sistema mostrou-se confiável.

A configuração e sincronização dos módulos transceptores foi uma etapa importante para o estabelecimento da comunicação entre os módulos, devido os transceptores requererem uma sequência de configurações obrigatórias para a mudança entre os modos de transmissão e recepção (tabela 7). O módulo transceptor possui protocolos para mudança de modos de recepção e transmissão. Nesta aplicação, foi utilizado apenas um canal de comunicação, dentre os seis disponíveis no transceptor. A mudança dos modos de comunicação e o envio de pacotes de endereços possibilitaram a comunicação entre quatro módulos diferentes que utilizaram o transceptor. Desta forma, foi realizado o controle e varredura dos dados manipulados assim como o sincronismo dos tempos entre operações dos firmwares de módulos diferentes do sistema de eletroestimulação.

Nos *firmwares* desenvolvidos para o projeto, foi verificado que a aplicação de rotinas de interrupção de porta foi fundamental no desenvolvimento destes sistemas, pois a sincronia de comunicação entre os módulos dependem diretamente deste recuso do microcontrolador.

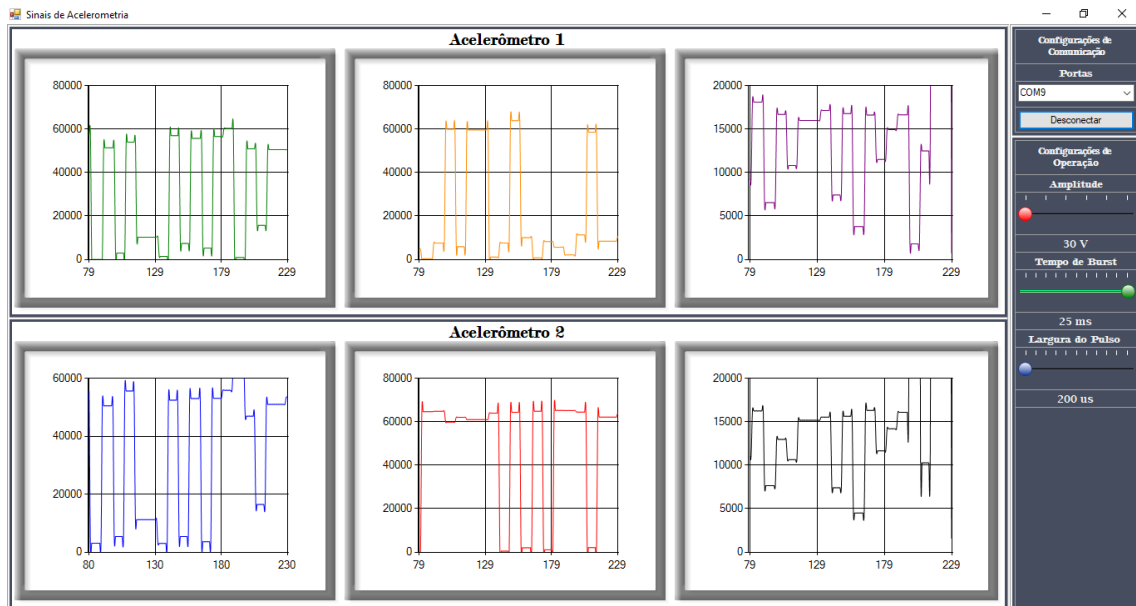
Outra aplicação importante das interrupções ocorreu no controle de intervalos de tempo aplicados ao logo do sistema, inclusive numa etapa importante de controle de frequência de burst do sinal de saída.

Os Módulos Sensores realizaram a leitura de acelerometria, e sempre quando requeridos enviam as leituras para o Módulo Central. Durante o processo, a comunicação entre o Sistema FES e o Computador com o uso do módulo bluetooth ligado ao Módulo Central forneceu informações de acelerometria dos dois sensores, as quais puderam ser vistas utilizando o software no Visual Studio (veja na figura 41). À medida que eram lidos os valores de acelerometria, os dados puderam ser observados e os parâmetros de eletroestimulação puderam ser ajustados diretamente na tela do programa, através de botões. O ajuste destes parâmetros (amplitude do sinal, frequência de burst e largura de pulso do sinal de eletroestimulação) é realizados com o comando enviado do Módulo Central para o Módulo Atuador.

Ao observar os dados de acelerometria na tela do computador, é importante notar a aplicação deste tipo de sensor para análise da marcha e, conseqüentemente, para a eletroestimulação funcional de tratamento do pé-equino. Ao simular os movimentos com o acelerômetro, comportamentos da marcha podem ser extraídos dos padrões indicados pela leitura da acelerometria.

Para aumentar a velocidade dos dados enviados para o computador via Bluetooth, os tempos entre envios de pacotes de endereços para os Módulos Sensores foram reduzidos ao máximo, e evitando-se que a comunicação fosse comprometida. Desta forma, os dados de acelerometria eram apresentados com uma frequência maior na tela do computador, podendo representar com mais precisão os movimentos lidos pelos acelerômetros.

Figura 41: Terminal com dados de acelerometria dos dois Módulos Sensores obtidos pelo bluetooth.



Fonte: Acervo do autor.

Junto com a informação de ajuste dos parâmetros de eletroestimulação, o Módulo Central enviou comandos para a aplicação da eletroestimulação de acordo com a variação de acelerometria do eixo Y do Módulo Sensor 1. Essa variável foi tomada como exemplo de controle do momento da eletroestimulação de acordo com a leitura de acelerometria de movimentos, os quais podem estar relacionados à marcha do paciente. Cada vez que o valor lido do eixo Y do sensor 1 ultrapassa um limiar de 50000g, a eletroestimulação é acionada. Contudo, os valores e eixos escolhidos de acelerometria na identificação das fases da marcha e do momento da eletroestimulação devem ser estudados posteriormente.

5 CONCLUSÃO

A comunicação utilizando os transceptores foi um resultado importante do projeto, por possibilitar que o sistema seja totalmente sem fio, robusto e ajustável. A idéia principal do projeto é proporcionar um sistema que seja aplicável na eletroestimulação funcional para correção da marcha. O projeto fornece as ferramentas principais para aquisição de dados sensorizados, a comunicação entre os módulos e os sinais de eletroestimulação com parâmetros ajustáveis, cumprindo com o objetivo final do projeto.

As tarefas mais importantes do sistema obtido são a comunicação eficiente entre os módulos e o sinal de eletroestimulação para a aplicação em pacientes com pé-equino. A sincronização da comunicação entre os módulos deve ser ajustada de forma que não haja perda de informações e que o sistema funcione adequadamente. Durante o teste utilizando o Visual Studio no computador, em que os sinais de acelerometria puderam ser visualizados, foi verificado que as variações de acelerometria aconteceram em intervalos de tempo de aproximadamente um segundo. Para monitoramento da marcha humana, este já pode ser considerado um resultado satisfatório, tendo em vista que a duração da eletroestimulação no dispositivo Walkaide pode ser configurada para durar em torno desse mesmo intervalo (INNOVATIVE NEUROTRONICS, 2016). Para este projeto, uma revisão geral nos tempos aplicados nos firmwares dos módulos pode reduzir ainda mais este intervalo de leitura.

A construção dos módulos de FES requer cuidados quanto às escolhas dos componentes que atendam às especificações de corrente e de dimensões, e o tratamento adequado do sinal de saída. Observou-se a necessidade de ajustar os componentes utilizados para operar num mesmo nível de tensão em cada módulo, para que seja facilitada a alimentação dos módulos, e que se evite um consumo desnecessário de energia em componentes reguladores de tensão.

Os sinais obtidos do circuito eletroestimulador forneceram frequências de *burst* e largura de pulso controladas, atendendo aos requisitos especificados para este projeto. Devido às distorções do sinal na saída do transformador, mesmo com a aplicação de filtro capacitivo para eliminação das frequências indesejadas, os sinais ainda apresentaram distorções na forma de onda e na amplitude, quando se esperava um sinal mais estável, semelhante a pulsos de onda quadrada. Este quesito deve ser avaliado posteriormente. Apesar de uma comunicação satisfatória entre os módulos, o sistema ainda pode ser avaliado e melhorado no que diz respeito à velocidade de leitura de acelerometria e o ajuste mais fino dos parâmetros de eletroestimulação.

6 TRABALHOS FUTUROS

Observou-se que com a possibilidade do sistema de eletroestimulação pode abarcar mais módulos sensores, deve ser levado em consideração o poder de processamento desses dados pelo microcontrolador em função dos seus recursos de portas, de memória, de velocidade e de comunicação. Os tempos de aquisição e processamento dos dados devem ser planejados de forma que haja sincronismo entre a comunicação sem fio e um eficiente controle nos tempos e parâmetros do sinal de eletroestimulação. O sistema ganharia em grau de precisão de controle e no ajuste da marcha.

Os firmwares obtidos para o controle de cada módulo do sistema operam separadamente, e cada um tem um consumo de energia específico. Uma avaliação geral desses *firmwares* com aplicação de mais rotinas de interrupção e modos de baixa potência pode resultar em uma redução no consumo de energia dos componentes e em mais possibilidades de aprimoramento do sistema.

A corrente aplicada para FES varia de acordo com a tensão aplicada e a impedância de carga do paciente. Como sistema de proteção, uma medição da intensidade corrente deve ser usada como informação para o microcontrolador gerar um desligamento de segurança do dispositivo.

Uma observação importante sobre o circuito eletroestimulador é que a forma como ele foi constituído possibilita a configuração e aplicação de diferentes tipos de eletroestimulação a partir da seleção dos sinais gerados pelo conversor DC/DC. A ponte h utilizada no projeto também pode fornecer uma saída bipolar, gerando outras possibilidades de eletroestimulação a serem avaliadas futuramente. O microcontrolador, por sua vez, também pode gerar diferentes tipos de sinal, e o sistema pode ser adaptado. Além disso, outras frequências e larguras de pulsos podem ser obtidas até os limites de frequência chaveamento da ponte h, atendendo ainda às especificações dos sinais de eletroestimulação funcional. Outros tipos de eletroestimulação podem ser geradas na aplicação deste dispositivo em trabalhos futuros.

Com o sistema em funcionamento, verificou-se que mais módulos sensores podem fazer parte do sistema. Inclusive sensores de outras grandezas, que possam ajudar a tornar mais preciso o controle do sistema de eletroestimulação para o ajuste da marcha humana. Para isso, é necessário incluir no firmware do Módulo Central mais leituras sem fio, e que haja sincronia entre os módulos, de forma que o sistema possa ser rápido o suficiente para atuar nos tempos de eletroestimulação.

No sistema desenvolvido, o Módulo Central dispara a eletroestimulação de acordo com a variação da aceleração do eixo Y de um dos Módulos Sensores. Contudo, o Módulo Central tem a possibilidade de realizar a análise dos dados de acelerometria obtidos e acionar a eletroestimulação automaticamente.

Em implementações futuras, o desenvolvimento de técnicas de processamento deve fazer com que a análise de acelerometria dos eixos X, Y e Z dos sensores seja capaz de traduzir os movimentos da marcha, por apresentar as variações do comportamento durante a caminhada, podendo gerar a eletroestimulação, com momento e duração específicos, ajustando a marcha em diversas velocidades e direções. Inclusive, aplicação de acelerometria para análise da marcha vem sendo desenvolvida em pesquisas do Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Pernambuco.

E, finalmente, o sistema possibilita um avanço nas pesquisas sobre eletroestimulação funcional para correção na marcha de pacientes com pé-equino. Os módulos do sistema de FES, ao realizarem uma comunicação sem fio entre si, se tornam instrumentos importantes para o processamento das informações e controle geral deste sistema em trabalhos futuros. Ao se obter um dispositivo de eletroestimulação controlado, devem ser realizados testes para aprimoramento do sistema, a fim de que ele seja autônomo no que diz respeito a ajustes de parâmetros em tempo real da aplicação da eletroestimulação, de acordo com as necessidades do paciente.

REFERÊNCIAS

- AEROSEMI Technology Co., Ltd. **MT3608 High Efficiency 1.2MHz 2A Step Up Converter.** MT3608/V1.0. Disponível em: <<https://www.olimex.com/Products/Breadboarding/BB-PWR-3608/resources/MT3608.pdf>>. Acesso em: 10 ago. 2016.
- BETHOUX, F. Spasticity Management After Stroke. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 625–639, 2015.
- BEYAERT, C.; VASA, R.; FRYKBERG, G. E. Gait post-stroke: Pathophysiology and Rehabilitation Strategies. **Neurophysiologie Clinique**, v. 45, n. 4–5, p. 335–355, 2015.
- BIONESS. **Setting Up the NESS L300 System.** Disponível em: <http://www.bioness.com/Documents/international/uk/05_Chapter_6_Setting_Up_the_NESS_L300_System.pdf>. Acesso em: 24 ago. 2016a.
- BIONESS. **How the NESS L300 Foot Drop System Works.** Disponível em: <http://www.bioness.com/United_Kingdom/L300_for_Foot_Drop/How_Does_It_Work.php>. Acesso em: 24 ago. 2016b.
- BIONESS. **Bioness Live On - Our products.** Disponível em: <<http://www.bioness.com/Products.php>>. Acesso em: 24 ago. 2016c.
- BIONESS. **Technical Specifications.** Disponível em: <http://www.bioness.com/Documents/international/uk/10_Chapter_11_Technical_Specifications.pdf%3E>. Acesso em 24 de agosto de 2016>. Acesso em: 24 ago. 2016d.
- BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook**, 2ª ed., v. 1. CRC Press LLC, 2000.
- DAVIES, J. H. **MSP430 Microcontroller Basics**. Burlington: Elsevier Ltd, 2008.
- DISTEFANO, J. J.; STUBBERUD, A. R.; WILLIAMS, I. J. **Sistemas de Controle**. 2ª ed. Porto Alegre: Bookman, 2014.
- DIYHACKING. **mpu6050-209x300**. Disponível em: <<https://diyhacking.com/wp-content/uploads/2014/10/mpu6050-209x300.png>>. Acesso em: 16 jun. 2017.
- DOBKIN, B. H. Rehabilitation After Stroke. **New England Journal of Medicine**, v. 352, n. 16, p. 1677–1684, 2005.
- DOBKIN, B. H.; DORSCH, A. New Evidence for Therapies in Stroke Rehabilitation. **Current Atherosclerosis Reports**, v. 15, n. 6, p. 331, 2013.
- DUNNING, K.; O'DELL, M. W.; KLUDING, P.; McBRIDE, K. Peroneal Stimulation for Foot Drop After Stroke: A Systematic Review. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 94, n. 8, p. 649–664, 2015.

EVERAERT, D. G.; STEIN, R. B.; ABRAMS, G. M.; DROMERICK, A. W.; FRANCISCO, G. E.; HAFNER, B. J.; HUSKEY, T. N.; MUNIN, M. C.; NOLAN, K. J.; KUFTA, C. V. Effect of a Foot-Drop Stimulator and Ankle-Foot Orthosis on Walking Performance After Stroke: A Multicenter Randomized Controlled Trial. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 27, n. 7, p. 579–591, 2013.

FILIFEFLOR. **Tutorial Módulo Bluetooth com Arduino**. Disponível em: <<http://blog.filipeflop.com/wireless/tutorial-modulo-bluetooth-com-arduino.html>>. Acesso em: 16 jun. 2017.

GY-521-SCH. Disponível em: <<http://www.haoyuelectronics.com/Attachment/GY-521>> Acesso em: 29 de novembro de 2016.

INSTRUMENTS, T. **Getting started for MSP430 ultra-low-power MCUs**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lscds/ti/microcontrollers-16-bit-32-bit/msp/overview.page>>. Acesso em: 6 jan. 2017.

INNOVATIVE NEUROTRONICS. **The WalkAide ® System Clinician Manual**. Innovative Neurotronics. Disponível em: <<http://www.walkaide.com/support/Documents/ClinicianManual.pdf>>. Acesso em: 31 Agosto 2016.

INTERSIL AMERICAS INC. **Digitally Controlled Potentiometer (XDCP™) Data Sheet**, 2009. Disponível em: <<http://www.electrodragon.com/product/mt3608-2a-dc-dc-boost-step-adj-power-module/>>

INVENSENSE Inc. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification**. PS-MPU-6000A-00, 2013.

JIMÉNEZ, M.; PALOMERA, R.; COUVERTIER, I. **Introduction to Embedded Systems: Using microcontrollers and the MSP430**, Berlin, Germany:Springer-Verlag, 2014.

KLUDING, P. M.; DUNNING, K.; O'DELL, M. W.; WU, S. S.; GINOSIAN, J.; FELD, J.; McBRIDE, K. Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke. **Stroke**, v. 44, n. 6, p. 1660–1669, 2013.

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E. M.; NETO, G. N. N.; BUTTON, V. L. S. N.; NOHAMA, P. Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional no Controle Neuromuscular Artificial. v. 19, n. 3, p. 530–541, 2011.

LEVANGIE, P. K.; NORKIN, C. C. Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. **F. A. Davis Company**, p. 393–436, 2005.

LINKSPRITE TECHNOLOGIES. **User Manual of NRF24L01 Breakout Board**. n. December, p. 1–9, 2010.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE Control Systems Magazine**, 2008.

MELO, P. L.; SILVA, M. T.; MARTINS, J. M.; NEWMAN, D. J. Technical Developments

of Functional Electrical Stimulation to Correct Drop Foot: Sensing, Actuation and Control Strategies. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 2, p. 101–113, 2015.

MORONE, G.; FUSCO, A.; CAPUA, P. Di ; COIRO, P. ; PRATESI, L. Walking Training With Foot Drop Stimulator Controlled by a Tilt Sensor to Improve Walking Outcomes: A Randomized Controlled Pilot Study in Patients With Stroke in Subacute Phase. **Stroke Research and Treatment**, 523-564, 2012.

NORDIC SEMICONDUCTOR. nRF24L01 Single Chip 2.4GHz Transceiver Product Specification. **Nordic Semiconductor**, 2007.

OML. The Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS ®) Pace. Disponível em: <http://www.odstockmedical.com/sites/default/files/data_sheet_for_pace_issue_4_for_web.pdf>. Acesso em: 24 ago. 2016a.

OML. The Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS ®) Pace XL. Disponível em: <http://www.odstockmedical.com/sites/default/files/data_sheet_for_pacexl_issue_1_qf120.pdf>. Acesso em: 24 ago. 2016b.

SABUT, S. K.; BHATTACHARYA, S. D.; MANJUNATHA, M. Functional Electrical Stimulation on Improving Foot Drop Gait in Poststroke Rehabilitation: A Review of its Technology and Clinical Efficacy. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 41, n. 2, p. 149–160, 2013.

SGS-THOMSON, M. L293D L293DD PUSH-PULL FOUR CHANNEL DRIVER WITH DIODES. **SGS-THOMSON Microelectronics**, 1996. Disponível em: <<https://www.mendeley.com/viewer/?fileId=76d62b3c-5f19-774f-5d3c-14bfc7ac0300&documentId=7f3aa1f9-6112-310b-8b75-efc9a6c45569>>

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430G2x53 MSP430G2x13**. TEXAS INSTRUMENTS, 2011.

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430x2xx Family User's Guide**. TEXAS INSTRUMENTS, 2013.

TINYSSINE. **Serial Bluetooth Module (Slave/Master)**. Disponível em: <http://www.tinyosshop.com/index.php?route=product/product&filter_name=bluetooth_hc-05&filter_description=true&filter_sub_category=true&product_id=341>. Acesso em: 16 jun. 2017.

VAN SWIGCHEM, R.; VAN DUIJNHOFEN, H. J.; DEN BOER, J.; GEURTS, A. C.; WEERDESTYEN, V. Effect of Peroneal Electrical Stimulation Versus an Ankle-Foot Orthosis on Obstacle Avoidance Ability in People With Stroke-Related Foot Drop. **Physical Therapy**, v. 92, n. 3, p. 398–406, 2012.