

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

**APLICAÇÃO DE TRANSDUTORES NO
TREINAMENTO DE MARCHA
ASSISTIDA PARA PACIENTES COM
LESÕES MEDULARES**

AMANDA GALINDO FERLIN
ALEXANDRE CAVALCANTE MACHADO NEWTON

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

São Carlos, Junho 2014

**AMANDA GALINDO FERLIN
ALEXANDRE CAVALCANTE MACHADO NEWTON**

**APLICAÇÃO DE TRANSDUTORES
NO TREINAMENTO DE MARCHA
ASSISTIDA PARA PACIENTES COM
LESÕES MEDULARES**

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

Curso de Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

São Carlos
2014

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

F357a Ferlin, Amanda Galindo
Aplicação de Transdutores no Treinamento de Marcha
Assistida para Pacientes com Lesões Medulares / Amanda
Galindo Ferlin, Alexandre Cavalcante Machado Newton /
Amanda Galindo Ferlin; orientador Prof. Dr. Alberto
Cliquet Júnior. São Carlos, 2014.

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

1. Transdutores. 2. Marcha Assistida. 3. Aquisição
de dados. 4. Transmissão sem Fio. 5. Radiofrequência.
6. LABVIEW. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Amanda Galindo Ferlin

Título: "Aplicação de transdutores no treinamento de marcha assistida para pacientes com lesões medulares"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 22 / 6 / 2014,

com NOTA 9,2 (nove, dois), pela Comissão Julgadora:

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

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

Mestre Oureste Elias Batista - (Doutorando - SEL/EESC/USP)

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

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Alexandre Cavalcante Machado Newton

Título: "Aplicação de transdutores no treinamento de marcha assistida para pacientes com lesões medulares"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 22/06/2014,

com NOTA 9,0 (nove, zero), pela Comissão Julgadora:

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

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

Mestre Oureste Elias Batista - (Doutorando - SEL/EESC/USP)

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

DEDICATÓRIA

Eu, Amanda Galindo Ferlin, dedico este trabalho aos meus pais Luiz Ferlin Jr. e Márcia Galindo Ferlin, que me ensinam diariamente que, se lutarmos por aquilo que acreditamos, tudo é possível.

A minha irmã Tamara Galindo Ferlin, que mesmo de sua maneira rabugenta, sempre está ao meu lado. E ao meu namorado Juan Almeida, por sempre trazer o melhor de mim.

Eu, Alexandre Newton, dedico este trabalho aos meus pais, Arone e Waldo, que sempre me apoiaram e fizeram de tudo para que eu pudesse ter a melhor formação possível, sempre me apoiando e me ajudando nas horas difíceis.

Também dedico este trabalho a minha namorada Tarcila que esteve comigo durante estes cinco anos e meio, escutando meus desabafos e me apoiando nos momentos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS

Eu, Amanda Galindo Ferlin, agradeço ao Prof. Alberto Cliquet pela oportunidade de trabalhar neste projeto e por ser essa pessoa maravilhosa, que sem ao menos notar, muda a vida de tantas pessoas.

Ao Dr. Renato Varoto, por estar sempre a disposição, compartilhando nossos momentos de fracassos e vitórias.

Agradeço também a todos os meus amigos, que me acompanharam ao longo desses anos, mas principalmente à Aline Midori, Tiago Martins e Henrique Andrade, que acreditaram em mim quando eu mesma não acreditava.

Eu, Alexandre Newton, gostaria de agradecer ao professor Cliquet pela oportunidade de trabalhar em um projeto tão motivante e ao Renato Varoto por estar sempre disposto a tirar dúvidas e dar apoio.

Também gostaria de agradecer a todos os amigos que de alguma forma participaram do projeto, tirando dúvidas e dando apoio, em especial Caio Barbosa e Leonardo Gomes.

RESUMO

Este projeto teve por objetivo desenvolver um sistema de coleta de dados de baixa frequência provenientes de transdutores alocados nas articulações dos joelhos e quadris dos pacientes durante o treinamento de marcha assistida.

O ambiente de trabalho utilizado foi o Software LABVIEW, onde a coleta de dados se dá através de um instrumento virtual responsável pela aquisição de dados da porta serial.

Esses dados são exibidos através de gráficos, onde o comportamento de cada sensor durante o treinamento do paciente pode ser analisado em tempo real ou posteriormente com base nos arquivos armazenados durante o processo.

Após o tratamento adequado, esses dados são transmitidos por radiofrequência (RF) a um receptor acoplado a porta serial do computador.

O projeto, como um todo, visa auxiliar o desenvolvimento de um equipamento robotizado, financeiramente acessível e de fácil manipulação, que ajude a execução do treinamento de marcha suspensa em pacientes com lesão medular. Tornando o processo mais eficiente e econômico, facilitando a expansão do mesmo.

Palavras chave: Marcha assistida, Transdutores, Aquisição de dados, Transmissão sem fio, Radiofrequência, LABVIEW.

ABSTRACT

This study aimed to develop a collecting system to low-frequency data arising from the transducers allocated in the knee joints and hips of patients in assisted gait training.

Based on the LABVIEW work environment, the data collecting was realized by a virtual instrument responsible for the data acquisition through the serial port.

Collected data are displayed in graphical form, where the behavior of each sensor during the training can be analyzed in real-time or afterwards, basing on the files generated by the process.

After proper treatment, these data are transmitted by radio frequency (RF) for a receiver coupled to a computer's serial port.

The goal of this project is assist the development of a robotic device, financially accessible and easy to manipulate, that will help the implementation of gait training suspended in patients with spinal cord injury. Making this process efficient and economic, facilitating your expansion.

Keywords: Assisted gait training, Transducers, Data acquiring, Wireless communication, Radio frequency, LABVIEW.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Coluna Vertebral Humana (OLSON, 1997)	21
Figura 2 - Regiões da Coluna Vertebral (NETTER, 2000)	22
Figura 3 - Relação das Raízes Nervosas com a Coluna Vertebral (NETTER, 2000) .	24
Figura 4 - Raízes Nervosas e Envoltórios da Medula Espinhal (NETTER, 2000)	25
Figura 5 - Classificação em Tetraplegia e Paraplegia (NETTER, 2000)	26
Figura 6 - Ciclo da Marcha (NEUMANN, 2011).....	30
Figura 7 - Fases de Apoio e Balanço da Marcha (NEUMANN, 2011).....	32
Figura 8 - Centro de Deslocamento de Massa (NEUMANN, 2011).....	34
Figura 9 - Rotação Pélvica (KUO, 2007)	35
Figura 10 - Inclinação Pélvia (KUO, 2007).....	35
Figura 11 - Flexão do Joelho na Fase de Apoio (KUO, 2007)	36
Figura 12 - Interação Calcanhar e Ante-pé (KUO, 2007)	37
Figura 13 - Deslocamento Lateral da Pelve e Alinhamento Fisiológico do Joelho (KUO, 2007).....	37
Figura 14 - Eletrogoniômetro (BOHÓRQUEZ, 2013)	38
Figura 15 - Eletromiografia	39
Figura 16 - Ortótese Lokomat	41
Figura 17 - Plano Inclinado	42
Figura 18 - Princípio do Funcionamento do Acelerômetro	43
Figura 19 - Shape Sensor S700 Joint Angle	44
Figura 20 – Curva Linearidade (Tensão por Ângulo) do sensor S700.....	45
Figura 21 – Painel Frontal do VI Desenvolvido.....	47
Figura 22 – Diagrama simplificado de Transmissão e recepção RF	48
Figura 23 – Pinos do PIC18F2550	50
Figura 24 – Módulo de Transmissão	51
Figura 25 – Esquemático do Módulo de Transmissão	52
Figura 26 – Partes do módulo de recepção	55
Figura 27 – Módulo de Recepção.....	56
Figura 28 – Parte 1 e 2 do Módulo de Recepção	57
Figura 29 – Parte 3 do Módulo de Recepção.....	58
Figura 30 – Teste realizado no braço de um usuário	60

Figura 31 – Teste com fio do ângulo do Quadril.....	61
Figura 32 – Teste sem fio do ângulo do Quadril	61
Figura 33 – S700 Joint Angle ShapeSensor	62
Figura 34 – Painel frontal do VI durante a realização do teste sem fio.....	62
Figura 35 – Módulo de Transmissão com Sensores Acoplados.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Mapeamento Shape Sensor S700 Joint Angle.....	45
Tabela 2 - Lista de componentes módulo de transmissão	48
Tabela 3 - Lista de componentes módulo de recepção.....	49
Tabela 4 - Tad Informado pelo Fabricante	54

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	18
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	20
2.1 Engenharia de Reabilitação	20
2.2 Sistema Nervoso Humano	21
2.2.1 Coluna vertebral	21
2.2.2 Medula espinhal.....	23
2.3 Lesão vertebro-medular	25
2.3.1 Tipos	26
2.3.2 Causas.....	27
2.3.3 Tratamentos	27
2.4 A marcha humana.....	28
2.4.1 Ciclo da marcha.....	29
2.4.2 Fase de apoio e de balanço	30
2.4.3 Atividade muscular.....	32
2.4.4 Deslocamento do centro de massa.....	33
2.4.5 Determinantes da marcha	34
2.4.6 Considerações sobre energia cinética e potencial	37
2.4.7 Análise da marcha	38
2.5 Reabilitação neurofisiológica com treinamento da marcha.....	39
2.5.1 Marcha suspensa com fisioterapia convencional.....	40
2.5.2 Marcha suspensa robotizada.....	41
CAPÍTULO 3 – DESENVOLVIMENTO	42
3.1 Transdutores	42
3.1.1 - Acelerômetros	42
3.1.2 – Eletrogoniômetro	44
3.2 – Programa de aquisição de dados.....	46
3.3 – Comunicação por Radiofrequência	47
3.3.1- Implementação	49
3.3.2 - Transmissor	50
3.3.2.1 - Hardware	51
3.3.2.2 – Software.....	53

3.3.3 - Receptor	55
3.3.3.1 – Hardware	56
3.3.3.2 - Software	59
CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
4.1 – Resultados.....	60
4.2 – Discussão dos resultados	63
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
APÊNDICE	70
Apêndice 1	70
Apêndice 2 – Programa para o PIC18F2550 no módulo de transmissão.....	71
Apêndice 3 – Programa para o PIC18F2550 no módulo de recepção.....	74

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

A medula espinhal não é apenas responsável pelo fluxo contínuo de informações entre o cérebro e as demais partes do corpo humano, ela também atua como centro nervoso capaz de controlar diversas funções essenciais para o funcionamento apropriado do organismo. Podemos citar como exemplo mais perceptível desta influência a função motora.

Quando a medula espinhal é danificada, seja por resultado de trauma, doença ou defeito congênito, alterações na sensibilidade e na função motora serão diagnosticadas, com sua intensidade dependendo da extensão e da localização da lesão (COLMAN, 2007). Isto é o que conhecemos por Lesão Medular.

É possível analisar o comprometimento, devido à lesão, verificando o nível atingido, pois os movimentos e as sensações nos níveis abaixo da lesão são parcialmente reduzidos ou totalmente perdidos. Quanto mais próximo do cérebro a lesão estiver maior será o dano neurológico avaliado.

Os dois casos mais comuns de lesão medular são:

- Paraplegia

Os danos medulares em um paciente paraplégico não permitem que estímulos voluntários provenientes da região cerebral destinados aos músculos tenham sua trajetória concluída, ocasionando desta maneira a perda de controle e sensibilidade nos membros inferiores. Quanto mais elevada for a contusão na coluna, região dorsal ou lombar neste caso, mais intenso serão os danos sentidos pelo paciente.

- Tetraplegia

O tetraplégico sofre de comprometimento sensório-motor parcial ou total dos membros superiores, inferiores e da musculatura do tronco, podendo comprometer também a respiração do paciente. A tetraplegia ocorre quando o dano está localizado na coluna cervical.

As lesões medulares podem ser divididas em dois casos, completa ou incompleta, tendo como classificação o fato de existir ou não o domínio sobre a região lesada, assim como a capacidade de sentir estímulos na região periférica à lesão.

Esta linha tênue que define a divisão em dois grupos garante a muitos pacientes a possibilidade de recorrer a tratamentos que permitam a reversão total ou parcial da lesão.

Um exemplo comum de tratamento para vítimas de lesão medular incompleta é a recuperação da Marcha, que consiste em estimular o “caminhar” do paciente. Estudos afirmam que este tipo de tratamento, se efetuado de maneira regular e eficaz, recupera consideravelmente a condição funcional dos membros, pois garante ganho de massa muscular, reconstituição óssea e melhoria das respostas metabólicas e cardiorrespiratórias (ABREU, CLIQUET, RONDINA, & CENDES, 2008).

Como na maior parte dos casos os pacientes são incapazes de produzir força muscular suficiente para manter a postura e caminhar, é necessário disponibilizar suportes que protejam o usuário de quedas e reduza o peso do próprio corpo durante o treinamento. Para isso barras paralelas, andadores, muletas ou bengalas podem ser usadas no auxílio da marcha convencional.

Como o processo de marcha com esses dispositivos exige um consumo energético elevado do paciente e não permitem resultados imediatos, os pacientes acabam muitas vezes perdendo o interesse e comprometendo o sucesso do tratamento (VIEIRA, OLIVEIRA, BARROS, & CAIXETA, 2010).

Pensando nisso, técnicas para aperfeiçoar o método da prática de reabilitação passaram a ser estudadas e um grande destaque, dentre as inovações que surgiram ao longo dos anos, foi o treinamento passar a ser realizado em uma esteira com suporte de peso corporal com o acompanhamento de 4 fisioterapeutas, que auxiliam a movimentação e coordenação do paciente durante o exercício. Este sistema de suspensão, segura parcialmente o peso do paciente, reduzindo a carga sobre o mesmo, além de fornecer controle do tronco ao usuário, e facilitando assim a marcha.

Por ainda existirem limitações nos métodos utilizados, essa área continua sendo estudada e estudos são desenvolvidos visando melhorar o desempenho dos pacientes. Contudo, o custo elevado de novos métodos, impossibilita a dispersão dos mesmos aos portadores de lesões medulares.

Com isso em mente, o sistema desenvolvido e apresentado ao longo desta monografia, tem por objetivo, através de comunicação sem fio, fazer a aquisição e a armazenagem de dados provenientes de dois transdutores alocados ao corpo do paciente, visando como um todo, auxiliar o desenvolvimento de um equipamento robotizado, financeiramente acessível e de fácil manipulação, que ajude a execução do treinamento de marcha suspensa em pacientes com lesão medular. Tornando o processo mais eficiente e econômico, facilitando a expansão do mesmo.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Engenharia de Reabilitação

O conceito de Engenharia de Reabilitação é aplicado há mais de 40 anos nos EUA para identificar e planejar o desenvolvimento de soluções tecnológicas para portadores de deficiências ou limitações (ACADEMIA NACIONAL DE CIÊNCIAS, 1971). Foi nesse contexto que a Lei da Reabilitação (1973) foi elaborada com a seguinte definição:

“Engenharia de Reabilitação é a aplicação sistemática das ciências da engenharia para projetar, desenvolver, adaptar, testar, avaliar, aplicar e distribuir soluções tecnológicas para os problemas com que se confrontam as pessoas com incapacidade em áreas funcionais como a mobilidade, comunicação, audição, visão e cognição e em atividades associadas ao emprego, vida independente, educação e integração na comunidade.”

Desta maneira, podemos resumir Engenharia de Reabilitação como uma atividade de natureza multidisciplinar que envolve, principalmente, funcionalidade humana, acessibilidade e a aplicação de novas tecnologias, e que, através de pesquisas e do desenvolvimento de equipamentos e produtos de apoio, visa melhorar a qualidade de vida dos portadores de necessidades especiais.

No Brasil, o Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., orientador deste trabalho, dedicou os últimos 25 anos à pesquisas voltadas a reabilitação de pacientes com lesão vertebro-medular, paraplégicos e tetraplégicos, a fim de reestabelecer movimentos voluntários nos membros afetados.

Seus estudos baseiam-se na estimulação elétrica neuromuscular, onde impulsos elétricos de baixa intensidade, gerados por eletrodos superficiais, após um período de tratamento, são capazes de recuperar a sensibilidade e os atos voluntários dos pacientes. Comprovando assim, que a estimulação é capaz de ativar o gerador de padrão de locomoção humana.

Para os membros inferiores, seus estudos também englobam a aplicação da técnica de marcha artificial com suporte do peso corpóreo, a fim de estimular o sistema sensório-motor do corpo.

Assim, neste projeto, utilizaremos o conceito de Engenharia de Reabilitação, agregado aos estudos do Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. citados acima, para o desenvolver a instrumentação eletrônica biomédica, tendo em vista a futura implementação de um equipamento robotizado, que realize a marcha artificial, tornando-a viável economicamente para toda a sociedade.

2.2 Sistema Nervoso Humano

2.2.1 Coluna vertebral

A coluna vertebral ou espinha dorsal, representada na Figura 3, é o principal constituinte da estrutura corporal dos seres vertebrados. Nos seres humanos articula-se, superiormente, com o crânio (Osso Occipital) e, inferiormente, com o osso do quadril (Osso Ilíaco). Sua presença garante, principalmente, sustentação, postura e flexibilidade ao corpo, fixação aos músculos e demais estruturas ósseas e proteção à medula e aos nervos espinhais (SIMÕES, 2008).

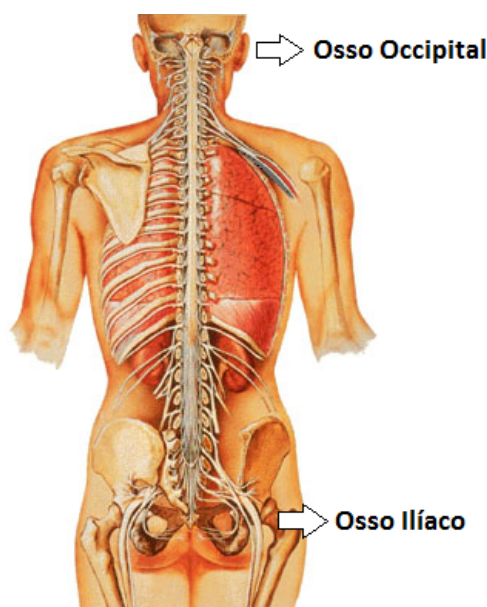


Figura 1 - Coluna Vertebral Humana (OLSON, 1997)

Nos humanos, a coluna é composta por um tecido conjuntivo e por uma série de ossos sobrepostos, denominados vértebras. Geralmente, é constituída por 33 vértebras que são ligadas por articulações facetarias, cartilagens ou discos intervertebrais. Os discos intervertebrais apresentam material fibrocartilagenoso e elástico e, por esse motivo, permitem a mobilidade da estrutura e a absorção dos impactos.

Dependendo da região, a coluna vertebral possui diferentes características e curvaturas fisiológicas. Dessa forma, pode ser dividida em quatro regiões: Cervical, Torácica, Lombar e Sacrococcígea. As três primeiras representam a parte superior da coluna caracterizada por vértebras separadas, móveis e flexíveis, enquanto a quarta região é imóvel e fundida, o que garante a sustentação na base da estrutura.

As quatro regiões e as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral estão representadas na Figura 2, a seguir.

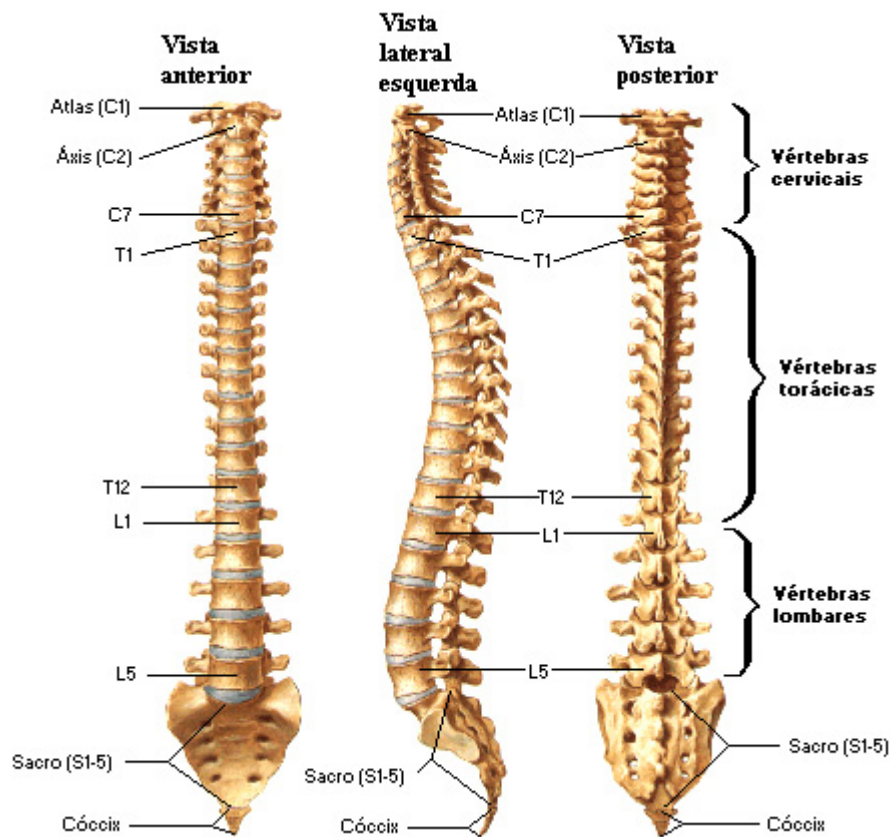


Figura 2 - Regiões da Coluna Vertebral (NETTER, 2000)

Resumidamente, a região cervical é constituída por sete vértebras (C1-C7) responsáveis pela fixação e sustentação do crânio, assim como pela ligação com os braços. A região torácica apresenta doze vértebras (T1-T12) e é responsável pela ligação com a região do tórax e das costelas. Já a região lombar possui cinco vértebras maiores (L1-L5) e é a principal região de sustentação do corpo, além de ser a região que culmina com o término da medula espinhal.

Por sua vez, a parte imóvel é constituída pelo sacro, resultado de cinco vértebras fundidas (S1-S5), e pelo cóccix, resultado da fusão de mais quatro vértebras. Esta região é responsável pela articulação com o osso íliaco do quadril, fundamental para a estrutura de todo o corpo humano.

E por fim, a coluna vertebral apresenta internamente, desde o crânio até o osso sacro, um canal ósseo, denominado canal vertebral, originado pelas junções das vértebras e sendo o principal responsável pela proteção da medula espinhal.

O canal vertebral segue as diferentes curvaturas da coluna, sendo grande e triangular nas duas regiões superiores, pequeno e arredondado na região torácica, além de possuir menor mobilidade na mesma (SIMÕES, 2008).

2.2.2 Medula espinhal

A medula espinhal apresenta-se como uma continuidade do encéfalo, fazendo assim parte do sistema nervoso humano. Sua principal função é conduzir impulsos nervosos entre grande parte dos órgãos e o sistema nervoso, coordenando e mediando as atividades musculares.

Isso acontece pois, os estímulos ou impulsos nervosos são captados pelos neurônios sensoriais (aférentes) e transmitidos, por meio da medula, até o encéfalo e, posteriormente, estímulos de resposta são enviados, mas desta vez, para os neurônios motores (eferentes), realizando diversos tipos de atividades motoras, permitindo o movimento e regulando o sistema nervoso autônomo, responsável pela respiração e pressão arterial (SEELEY, 1997).

Além disso, a medula espinhal aloja as principais fibras que inervam os músculos e tem como função controlar os atos reflexos em várias situações de emergência (RICHARDSON; RICHARDS; BOYER, 2008).

A medula espinhal é uma massa cilíndrica de tecido nervoso que se encontra no interior do canal vertebral ao longo do eixo crânio-caudal, atingindo entre 42 e 45 cm de comprimento. Inicia-se na junção do crânio com a primeira vértebra cervical (Atlas) e termina entre a primeira e terceira vértebra lombar, geralmente na L2, afinando-se em uma formação conhecida como cone medular. A partir desta estrutura, parte um aglomerado de raízes nervosas (nervos raquidianos ou espinhais), o que ocasiona a formação da cauda equina e do filamento terminal.

Anatomicamente, a medula pode ser dividida em seis partes: cervical superior, dilatação cervical, dorsal, lombar, cone medular e filamento terminal. As duas regiões dilatadas, originadas pelo acúmulo de neurônios ou fibras nervosas que se comunicam com outras estruturas, recebem o nome de intumescência cervical e lombar. Na cervical (C4-T1), localizam-se os nervos destinados aos membros superiores, enquanto que, na lombar (T11-L1), localizam-se os destinados aos membros inferiores.

A Figura 3, a seguir, ilustra a relação das raízes nervosas com as vértebras (SIMÕES, 2008).

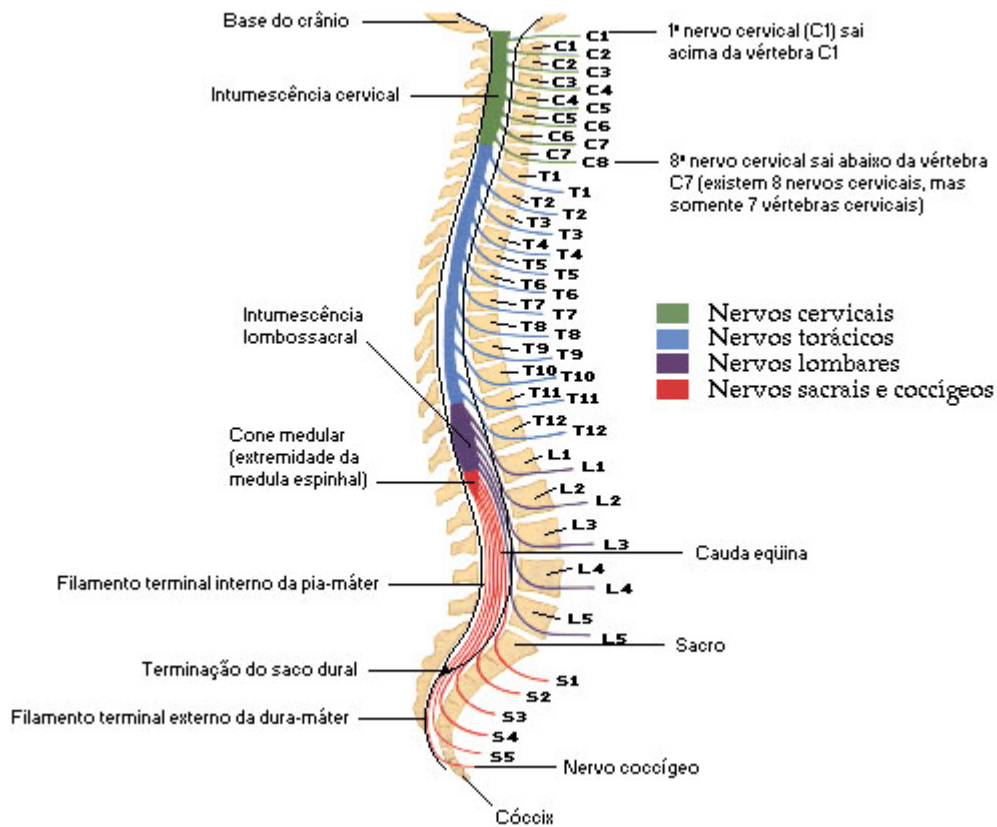


Figura 3 - Relação das Raízes Nervosas com a Coluna Vertebral (NETTER, 2000)

A superfície da medula apresenta alguns tipos de sulcos em toda sua extensão: sulco mediano posterior, sulco lateral anterior e sulco lateral posterior, entre outros. Os filamentos radiculares, pequenos filamentos nervosos, unem-se aos sulcos laterais, dando origem às raízes ventrais e dorsais e, posteriormente, aos nervos espinhais. Cada nervo espinhal é composto por uma raiz motora (ventral) e por outra sensitiva (dorsal). Dessa forma, a medula espinhal é constituída por trinta e um pares de nervos espinhais correspondentes aos segmentos medulares, assim distribuídos: oito cervicais, doze torácicos, cinco lombares, cinco sacrais e um coccígeo. Vale lembrar que, enquanto há oito pares de nervos cervicais, há apenas sete vértebras cervicais, pois o primeiro nervo cervical origina-se acima da vértebra C1.

Em sua composição, a medula também pode ser dividida sob dois aspectos. Internamente, é formada por uma densa aglomeração de nervos ou neurônios, manifestando aparência acinzentada e em forma de “H”. E, externamente, ao longo de seu limite periférico, estão localizadas as ramificações dos axônios e dendritos, além das fibras mielínicas, possuindo aparência esbranquiçada.

Assim como o cérebro, a medula espinhal está envolvida por três meninges ou membranas fibrosas, como mais uma medida de proteção, sendo elas: dura-máter, aracnoide e pia-máter. A dura-máter é a mais compacta e envolve toda a medula. A aracnoide encontra-se

no intermédio entre as duas outras. E, por fim, a pia-máter, a qual é a membrana mais interna e delicada, aderente à medula. Vale destacar que entre estas meninges existem espaços que podem ser envolvidos em patologias como, por exemplo, o hematoma extradural ou as meningites. Entre essas meninges, há tecido adiposo e um grande número de veias que constituem o plexo venoso vertebral interno. Além disso, ao redor de todas essas estruturas, há um líquido, conhecido por cefalorraquidiano, importantíssimo para a proteção medular e também para o diagnóstico de outras doenças (SIMÕES, 2008).

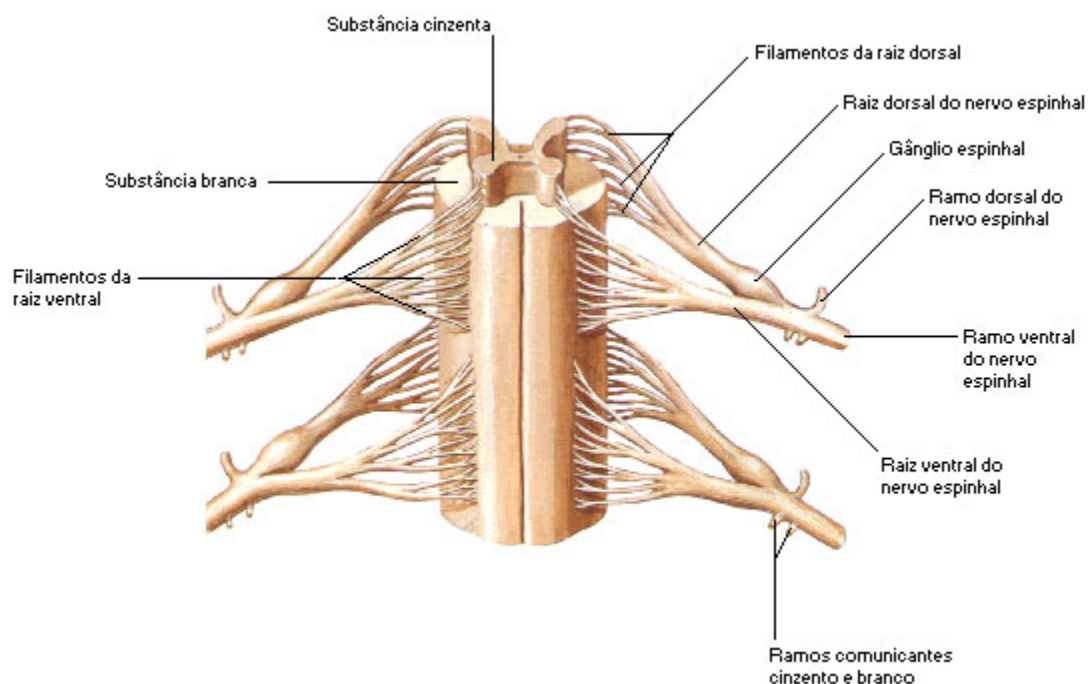


Figura 4 - Raízes Nervosas e Envoltórios da Medula Espinhal (NETTER, 2000)

2.3 Lesão vertebro-medular

Quando a medula espinhal de um indivíduo é danificada, seja por motivo de trauma, doença ou defeito congênito, dizemos que ocorreu uma Lesão Medular. Segundo De Lisa (2002), as lesões vertebro-medulares constituem processos traumáticos da medula que podem originar alterações das funções motoras, sensoriais e autônomas (controle).

A intensidade e gravidade dessas alterações dependem da extensão e da localização da lesão no paciente. É possível identificar os comprometimentos da lesão de acordo com o nível atingido, ou seja, os movimentos e as sensações corporais estarão, parcial ou totalmente, perdidos abaixo do nível da lesão. Assim, o que determina o nível da lesão não é a localização do trauma e sim o nível de comprometimento neurológico avaliado.

Uma maneira comum de se classificar uma lesão vertebro-medular é analisar a sua distância em relação ao cérebro, isto é, quanto mais próxima do cérebro se encontra a lesão, mais grave é considerada e maior será a perda de função motora, de sensibilidade e autônoma.

Da mesma forma, quanto mais distante do cérebro for, menores serão os efeitos sobre o paciente. Na tetraplegia, a lesão atinge o segmento cervical e o comprometimento é dos membros superiores e inferiores. Enquanto que, na paraplegia, atinge os segmentos torácico e lombar (FARIA, 2006). A Figura 5 fornece um indicativo dessas regiões. Contudo, cada organismo reage de uma maneira distinta e as lesões apresentam diferentes graus de comprometimento medular, portanto, não é possível estabelecer um padrão determinado.

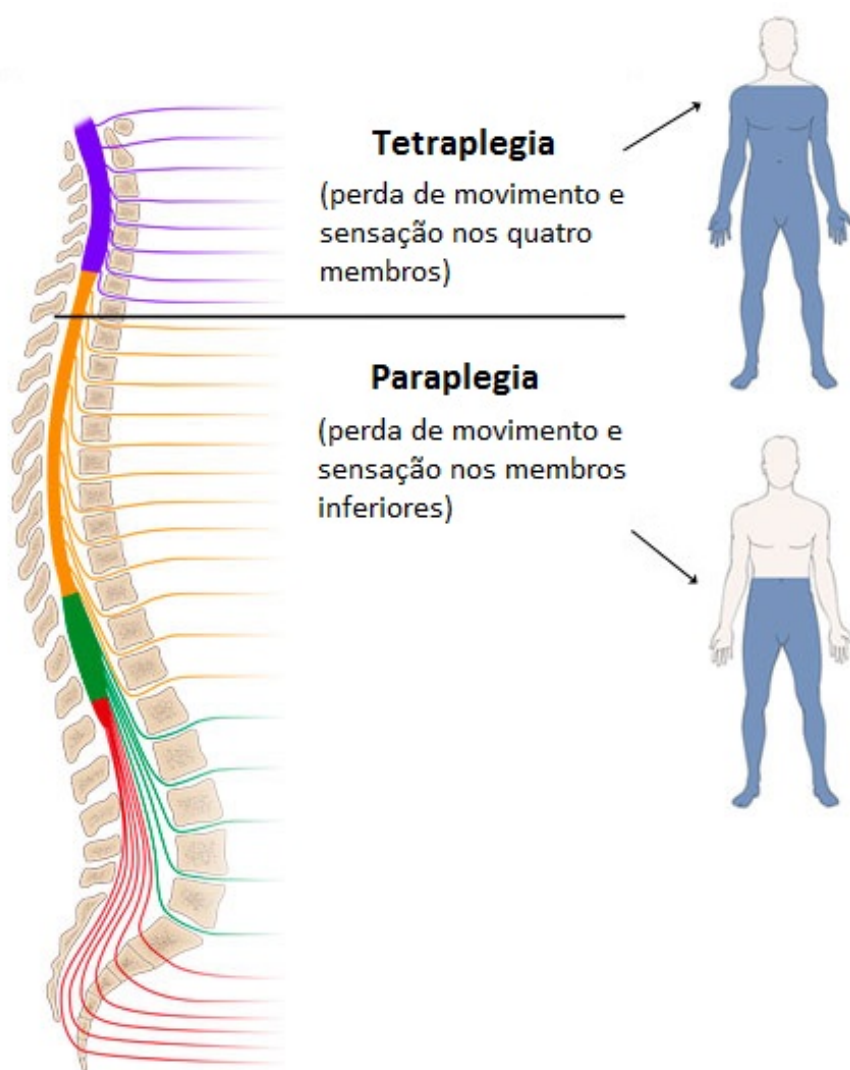


Figura 5 - Classificação em Tetraplegia e Paraplegia (NETTER, 2000)

2.3.1 Tipos de Lesões

As lesões vertebro-medulares também podem ser classificadas em dois tipos: completa e incompleta. Considera-se que uma lesão é completa quando ocorre perda motora e sensitiva completa abaixo do nível da lesão. Se existir preservação parcial de alguma função abaixo do nível da lesão, considera-se a lesão incompleta. Este último caso, geralmente, resulta de compressões ou interrupções parciais da medula (FARIA, 2006).

2.3.2 Causas das Lesões

De um modo geral, pode-se dizer que as três principais causas de lesões medulares são: traumas, doenças e defeitos congênitos. Cada uma é responsável por complicações específicas e possui tratamentos especializados. Assim, uma lesão vertebro-medular resulta da compressão e da secção ou interrupção do canal medular ou dos vasos sanguíneos.

A causa mais comum de lesão medular é a traumática, também conhecida como traumatismo raquimedular. Enquadram-se nesta classificação todas as lesões que são provenientes de traumas na coluna que causam fraturas ou deslocamentos de vértebras que, por sua vez, invadem o canal medular acarretando uma compressão ou até mesmo uma secção da medula espinhal. São exemplos de lesões deste tipo as provenientes de acidentes automobilísticos, atos de violência (principalmente provenientes de armas de fogo), atividades esportivas (mergulhos e saltos) e quedas (O’SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

Tem-se também as lesões não-traumáticas, as quais incluem processos degenerativos, vasculares e infecciosos. Em geral, podem ser decorrentes de sequelas de qualquer outro tipo de complicação médica como, por exemplo, tumores que comprimem a medula espinhal, hérnias de disco, acidentes vasculares ou até mesmo desvios na coluna que em graus avançados podem comprometer a integridade da medula (FARIA, 2006).

Além desses dois tipos já citados, defeitos congênitos também podem ocasionar lesões medulares como, por exemplo, a mielomeningocele, também conhecida como “espinha bífida”, uma má-formação que ocorre entre a terceira e a quarta semana de gestação e caracteriza-se por uma falha no fechamento do tubo neural, comprometendo a medula, os arcos vertebrais e o manto cutâneo. Em aproximadamente 75% dos casos, esta lesão ocorre na região lombo-sacral (BIZZI; MACHADO, 2012).

2.3.3 Tratamentos

Atualmente, existem diversos tipos de tratamento que visam melhorar o cotidiano dos lesados medulares. A escolha do melhor método ocorre de acordo com a causa, intensidade e tipo da lesão do paciente, além da maneira com a qual o organismo do mesmo reage com o tratamento. Essas práticas devem ser inseridas na vida do paciente juntamente com um

acompanhamento psicológico, visto que este é um dos aspectos que mais influencia na eficácia do método utilizado.

Grande parte dos procedimentos tem por objetivo devolver uma qualidade de vida mínima ao indivíduo portador de uma lesão medular, facilitando suas tarefas diárias, seja com fortalecimento muscular das áreas não-afetadas, ou proporcionando diferentes posicionamentos para o corpo do paciente. Dentre esses tipos de tratamentos podemos citar natação adaptada (BIZZI, 2012) e acupuntura (TSUTSUMI et al., 2004).

Além desses métodos paliativos, encontram-se também métodos que buscam a reabilitação integral do paciente, fazendo o possível para que ele possa ter sua sensibilidade e capacidade motora de volta. Dentre estes métodos, podemos citar: terapia com células-tronco (SUFAN, 2003), implante medular (ANGELI, 2014), tratamentos com exoesqueleto (WIRZ et al., 2005) e marcha suspensa assistida, a qual será o enfoque deste projeto.

De um modo geral, em paraplégicos, a estabilidade do tronco e padronização da marcha o mais próximo possível do normal são os principais objetivos do tratamento. Em tetraplégicos, a recuperação da função dos membros superiores constitui o objetivo primordial, apesar de a estabilidade do tronco e aquisição da marcha também serem relevantes (LAM; WOLFE, 2005).

2.4 A marcha humana

Uma habilidade básica e essencial que o ser humano adquire ao longo da sua vida é o ato de caminhar (deambulação), o qual constitui uma das atividades mais comuns realizadas diariamente para se deslocar de um local para outro. A marcha humana é, então, um processo notável de locomoção de características específicas, no qual o corpo se move pra frente em posição erigida, sendo o seu peso suportado alternadamente por cada um dos membros inferiores. Embora o ato de caminhar pareça algo simples e natural, pode-se observar que, na verdade, representa um desafio até mesmo para pessoas saudáveis.

Logo no início da vida, um ser humano precisa de alguns meses pra aprender a ficar em pé e estar apto a dar os seus primeiros passos. Além disso, pra conseguir alcançar o padrão típico de caminhar de um adulto maduro, alguns anos de treinamento e refinamento são necessários. A marcha deve ser realizada de forma eficiente, para minimizar a fadiga, e com segurança, para evitar quedas e lesões. Dessa forma, um adulto saudável, com anos de prática, deve apresentar um controle total necessário para deambular com o esforço mínimo até mesmo enquanto realiza outras atividades simultâneas. Por outro lado, no final da vida, caminhar se torna um desafio cada vez maior para um ser humano em virtude da diminuição do tônus muscular e ósseo, do equilíbrio corporal e de doenças (NEUMANN, 2011).

A marcha de cada indivíduo é marcada por fatores anatômicos específicos. No entanto, de um modo geral, pode-se considerar um padrão de marcha normal, o qual

caracteriza a marcha de todos os seres humanos. Nesta seção, são fornecidas as características cinesiológicas, bem como, analisados os mecanismos, parâmetros e técnicas referentes à marcha humana.

2.4.1 Ciclo da marcha

O ciclo de marcha, ilustrado pela Figura 6, é iniciado a partir do contato do pé com o chão. Normalmente, este contato inicial é feito com o calcanhar, caracterizando, assim, o ponto de partida, também conhecido como contato do calcanhar. O ciclo é encerrado quando tão logo o mesmo membro entra mais uma vez em contato com o solo após percorrer as fases de apoio e de balanço.

Uma passada é o equivalente a um ciclo completo de marcha, ou seja, uma fase de apoio e uma fase de balanço por parte de um mesmo membro. Dessa forma, a duração de uma passada é o intervalo entre dois contatos sucessivos com o chão por parte de um membro tomado como referência. Já o passo, é reconhecido como o intervalo entre dois contatos sequenciais por parte dos membros opostos, isto é, a distância entre o ponto em que um calcanhar toca no chão e o ponto em que o outro calcanhar toca no chão.

Há vários parâmetros descritores da marcha. Entre os espaciais, tem-se o comprimento de uma passada, o comprimento de um passo, a largura do passo e o ângulo do pé. A largura do passo nada mais é do que a distância lateral entre os centros dos calcânhares opostos. Já o ângulo do pé é o ângulo entre o eixo longitudinal do pé e a linha de progressão do movimento. Entre os parâmetros temporais, destacam-se o tempo da passada, o tempo do passo e a cadência. Define-se como cadência, o número de passos executados num determinado intervalo de tempo e a unidade normalmente utilizada para expressá-la é passos por minuto (passos/min). Ao combinar parâmetros espaciais com temporais, define-se a velocidade da marcha, a qual refere-se à distância percorrida pelo corpo por unidade de tempo numa determinada direção e é normalmente expressa em metros por segundo (m/s) (NEUMANN, 2011).

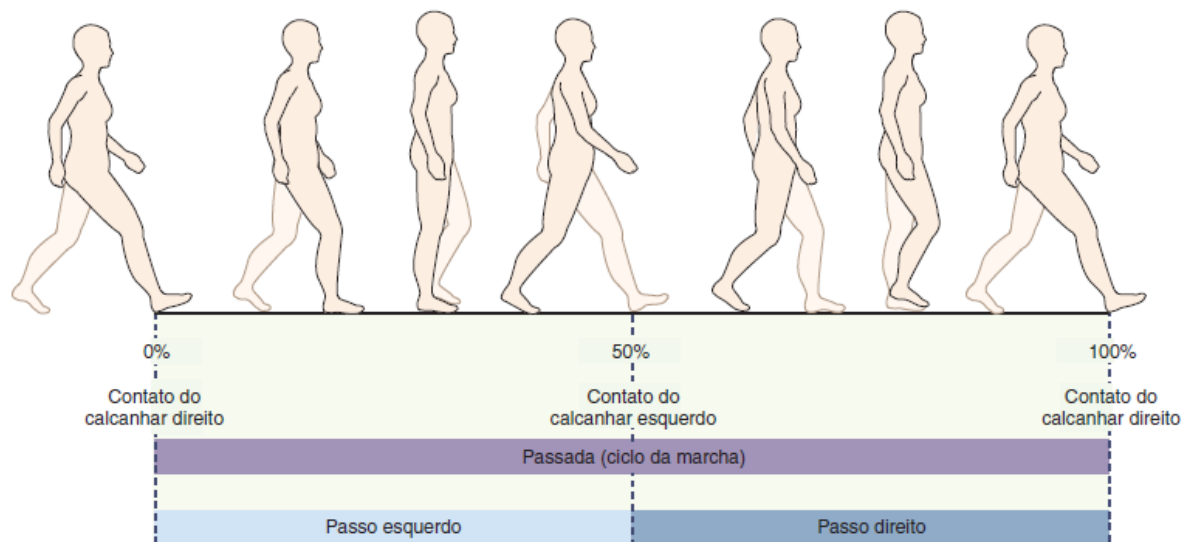


Figura 6 - Ciclo da Marcha (NEUMANN, 2011)

2.4.2 Fases de apoio e de balanço

Em um ser humano saudável, a marcha é composta por fases sucessivas de apoio e de balanço, de forma que um membro suporte o peso corporal enquanto o outro avança sem contato com o solo. Em condições de normalidade e à velocidade espontânea (a velocidade que cada indivíduo adota naturalmente como a que representa o melhor desempenho energético), a fase de apoio corresponde a aproximadamente 60% do ciclo total da marcha e a fase de balanço aos restantes 40%. Na fase de apoio ocorrem períodos de duplo apoio, em que ambos os membros estão em contato simultaneamente com o solo, cuja duração é diretamente reduzida com o aumento da velocidade da marcha (o duplo apoio é inexistente durante uma marcha em ritmo de corrida). A Figura 7 ilustra essas duas etapas.

A fase de apoio é constituída por três etapas: fase inicial de duplo apoio, fase intermediária de apoio simples e fase final de duplo apoio. Cada um dos segmentos de duplo apoio preenche 10% da fase de apoio da marcha. Durante os segmentos de duplo apoio, os dois membros não suportam uma carga igual, já que o peso do corpo é transferido de um membro para outro. A fase de balanço de um membro corresponde à fase de apoio simples do outro membro.

Alterações na velocidade da marcha representam alterações nas porcentagens das fases de apoio e de balanço. A transição da marcha para a corrida é marcada pela diminuição das porcentagens dos segmentos de duplo apoio. Ou seja, maiores velocidades são alcançadas através do aumento da cadência e do comprimento do passo, minimizando os segmentos de duplo apoio até que as fases de apoio e balanço sejam iguais. Este aumento da velocidade causa, conseqüentemente, menor estabilidade da marcha. Por outro lado, a marcha patológica

ou não saudável é quase sempre caracterizada por um incremento da fase de apoio, diminuindo a velocidade da marcha e expandindo os segmentos de duplo apoio a fim de melhorar a estabilidade da marcha.

Cada ciclo completo de marcha ou passada é dividido em oito etapas segundo Perry (1992), sendo que o apoio é composto por cinco e o balanço pelas três restantes.

Divisão da fase de apoio:

- Contato inicial do calcanhar (ocorre no intervalo 0% do ciclo da marcha);
- Apoio inicial ou resposta à carga (0 a 10%), entre o contato inicial e o desprendimento dos dedos opostos;
- Apoio intermediário (10 a 30%), entre o desprendimento dos dedos opostos e à elevação do calcanhar;
- Apoio final (30 a 50%), entre a elevação do calcanhar e o contato inicial oposto;
- Pré balanço (50 a 60%), entre o contato inicial oposto e o desprendimento dos dedos.

Na fase de apoio, em condições de normalidade, o contato com o solo é iniciado através do calcanhar e finalizado através do hálux (o dedo grande do pé). Entre 0 a 10% e entre 50 a 60% ocorrem os períodos de duplo apoio. Além disso, um dos pontos mais importantes da fase de apoio é a progressão do centro de pressão plantar ao longo da planta do pé entre os dois pontos referidos.

Divisão da fase de balanço:

- Fase de balanço inicial (60 a 73%), entre o desprendimento dos dedos até pés adjacentes (lado a lado);
- Fase de balanço intermediário (73 a 87%), entre os pés adjacentes e a tíbia vertical;
- Fase de balanço final (87-100%), entre a tíbia vertical e o próximo contato inicial.

Na fase de balanço, um membro eleva-se do solo e avança pra frente, em preparação para a fase de apoio. A fase de balanço corresponde à fase de apoio intermediário do membro oposto, além de caracterizar o período de apoio simples (NEUMANN, 2011).

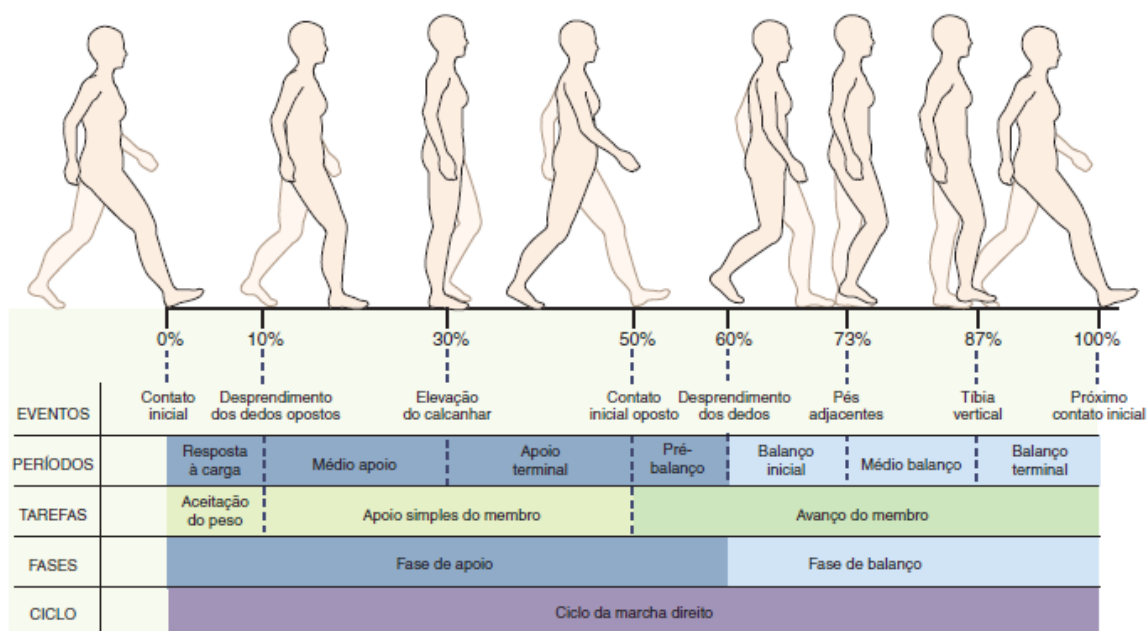


Figura 7 - Fases de Apoio e Balanço da Marcha (NEUMANN, 2011)

2.4.3 Atividade muscular

Durante a realização da marcha humana, uma complexa atividade muscular é requisitada, sobretudo, nos membros inferiores, já que os músculos funcionam, em geral, como acionadores, estabilizadores e desaceleradores naturais. Apesar dessa relevância, não se pode desprezar a atividade dos grupos musculares mais distantes, fundamentais, também, à realização da marcha. Vale ressaltar ainda que a atividade muscular, como será visto posteriormente, pode ser avaliada e analisada por meio de um equipamento de eletromiografia.

Simplificadamente, a atividade muscular para este tipo de movimento foi considerada com relevância em seis funções básicas, segundo De Lisa (1998). Cada uma dessas funções está associada a um músculo ou grupo de músculos específico e desenvolve-se num determinado momento de acordo com as fases do ciclo da marcha (apoio e balanço). A seguir, essas funções específicas são apresentadas.

- Estabilização;
- Levantamento do pé;
- Aceleração;
- Desaceleração;
- Absorção de choques;
- Controle do pé.

Para realizar a estabilização da marcha são utilizados os Glúteos (máximo, médio e mínimo) durante o contato inicial até a fase de pré-balanço. Do apoio intermediário até o novo contato inicial, o Gastrocnêmio e Sóleo realizam o levantamento do pé.

Por outro lado, para realizar a aceleração da marcha da pré-balanço até ao balanço intermediário, são utilizados os Ilípsos e Abdutores. Já para a desaceleração, do balanço intermediário até ao novo contato inicial é realizada a desaceleração pelo Grupo Flexor (Bíceps femoral semitendinoso e semimembranoso).

Pra finalizar, os músculos Quadríceps (vasto lateral, intermediário, médio e femoral) são os responsáveis pela absorção de choques e atuam do contato inicial até o apoio intermediário e, também, do pré-balanço até ao balanço intermediário. Para o controle do pé, do contato inicial até o apoio intermediário, a atividade é realizada pelo Tibial anterior e pelos músculos Peroniais.

2.4.4 Deslocamento do centro de massa

O ato de caminhar (deambulação) é caracterizado por uma série de perdas e consequentes recuperações do equilíbrio através de movimentos forçados ou espontâneos dos membros que surgem após o impulso inicial do corpo pra frente.

O centro de massa do corpo humano em repouso está localizado anteriormente à segunda vértebra sacral, entre as articulações superiores das tíbias. Em termos de rendimento energético, esperava-se que, idealmente, o deslocamento do centro de massa descrevesse uma linha perfeitamente reta, porém essa situação, na prática, é impossível.

Um indivíduo normal, durante o processo da marcha, está sujeito a dois padrões de movimento sinusoidal, sendo um na direção vertical e outro na horizontal. Em termos de deslocamento vertical, o centro de massa descreve um movimento rítmico ascendente e descendente com variação total de 5 cm, atingindo o seu ponto mais alto na fase de apoio intermediário e o ponto mais baixo na fase de duplo apoio. Em termos de deslocamento horizontal, à medida que o peso do corpo é transferido de um membro para outro, o centro de massa oscila aproximadamente 4 cm, atingindo os seus limites durante a fase de apoio intermediário (NEUMANN, 2011). A Figura 8, a seguir, representa melhor este processo.

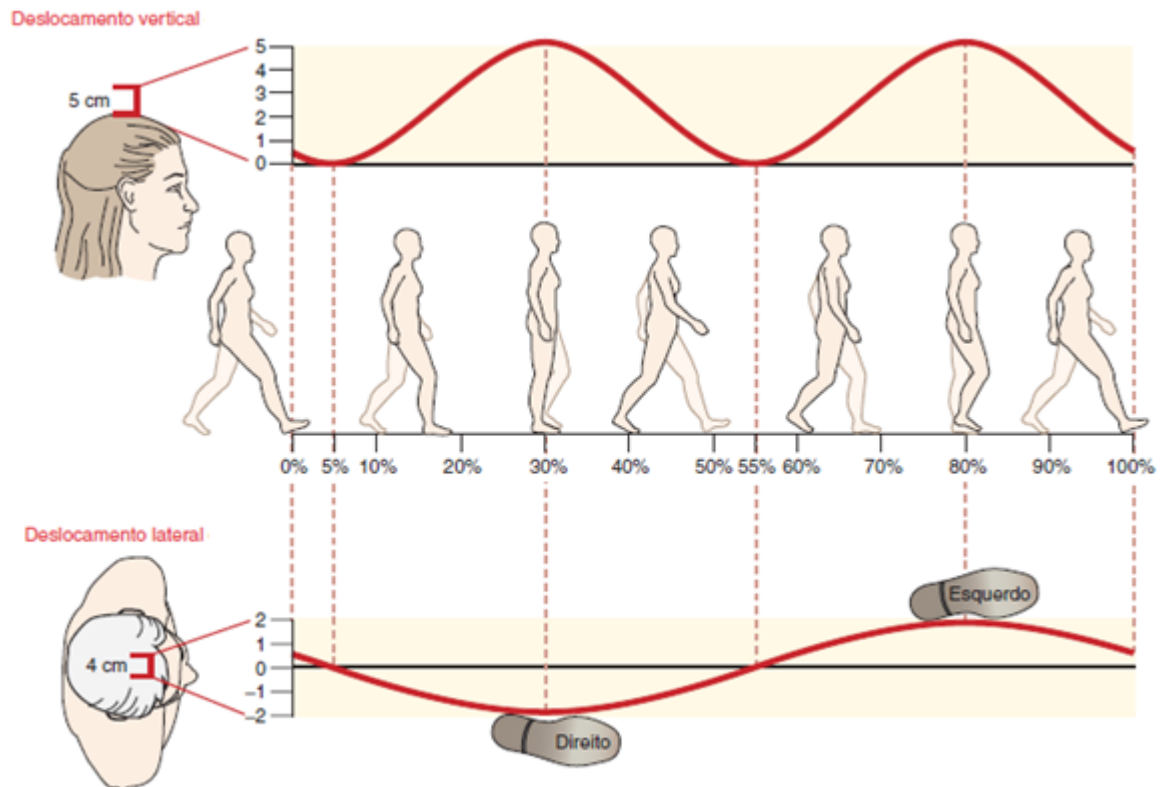


Figura 8 - Centro de Deslocamento de Massa (NEUMANN, 2011)

2.4.5 Determinantes da marcha

A marcha de um indivíduo, se limitada exclusivamente à atividade muscular e à ação motora dos membros inferiores, representaria um elevado desperdício energético. Entretanto, segundo Saunders e Inman (1953), alguns mecanismos, designados como determinantes da marcha, estão incluídos com a função de minimizar o deslocamento do centro de massa do corpo humano visando à otimização do rendimento energético.

Para a análise física e vetorial desses mecanismos durante a marcha, são consideradas algumas convenções utilizadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB). O eixo X representa a direção pra frente, enquanto que o Y representa pra cima e o Z pra direita. Dessa forma, o plano sagital refere-se ao eixo XY; o frontal ao eixo YZ; e o horizontal ao eixo XZ.

A seguir, esses mecanismos são descritos, bem como suas estruturas envolvidas e ações específicas.

- Rotação pélvica;
- Inclinação pélvica;
- Flexão do joelho na fase de apoio;

- Interação calcanhar e ante-pé;
- Deslocamento lateral da pelve e alinhamento fisiológico do joelho

Durante a marcha, é realizado um mecanismo que atua na dissociação de cinturas e na flexão e extensão dos quadris. A rotação pélvica (figura 9) descreve um ângulo aproximado de 4° no plano horizontal. Consiste num movimento de rotação do quadril alternado para a direita e para a esquerda estando o tronco erguido, o joelho completamente distendido e o pé apoiado no solo. O mecanismo da rotação pélvica permite a economia de energia, pois diminui a oscilação do centro de massa e o impacto com o solo, além de alongar o passo.

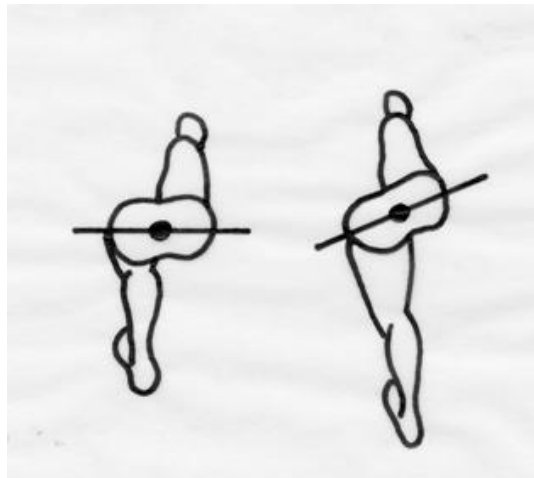


Figura 9 - Rotação Pélvica (KUO, 2007)

Durante a flexão e extensão dos quadris ocorre oscilação pra cima e pra baixo do tronco. A inclinação pélvica é efetuada no plano frontal num ângulo aproximado de 5° e reduz esses movimentos verticais do tronco, de tal maneira que quando o membro está apoiado em sua maior altura, a pelve inclina-se para o lado em balanço. Consequentemente, a oscilação vertical no ponto médio da pelve fica reduzida e o efeito mais evidente é a suavização da trajetória vertical do tronco. Além disso, a inclinação pélvica (figura 10) é acompanhada simultaneamente pela flexão do joelho e pela flexão dorsal do tornozelo.

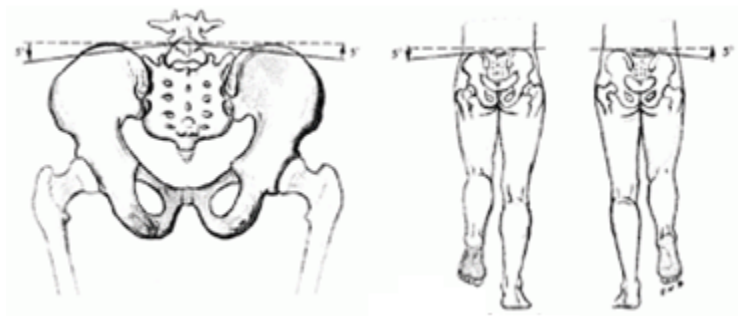


Figura 10 - Inclinação Pélvica (Figura adaptada de KUO, 2007)

Ao terminar a fase de balanço, o joelho encontra-se completamente estendido logo antes do calcanhar tocar o solo. Neste momento da fase de apoio, quando o corpo avança sobre o membro que está apoiado ocorre uma rápida flexão do joelho, a qual encurta o membro no início do apoio, reduzindo a altura da trajetória do centro de massa no plano sagital. De tal maneira, a flexão do joelho (figura 11) ocorre, então, na fase de apoio intermediária e tem uma amplitude aproximada de 15° em velocidade espontânea. Reduz a oscilação vertical do centro de massa, a fim de mantê-la a mais constante possível.

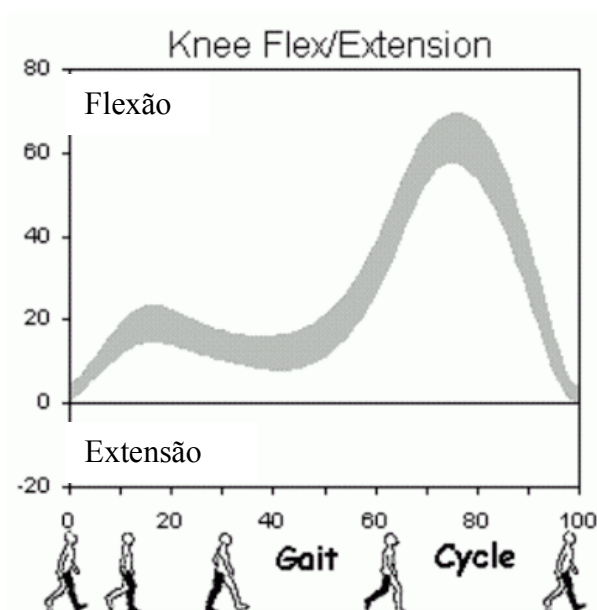


Figura 11 - Flexão do Joelho na Fase de Apoio (Figura adaptada de KUO, 2007)

Na imagem anterior, vale ressaltar que a flexão do joelho na fase de apoio está caracterizada na primeira onda de flexão e associada à resposta de carga. Além de reduzir o deslocamento vertical do centro de massa, esta flexão também absorve a energia de impacto do membro com o solo.

O contato do retropé (calcanhar) e o levantamento do antepé também contribuem para minimizar ou suavizar o deslocamento do centro de massa do corpo (figura 12). No início do apoio, o retropé alonga o membro inferior enquanto que, ao final desta fase, o mesmo retropé se desprende do solo e a flexão plantar faz com que o antepé também alongue efetivamente o membro. Dessa forma, ambos incrementam o comprimento do membro nos momentos em que a altura do quadril é inferior ao necessário.

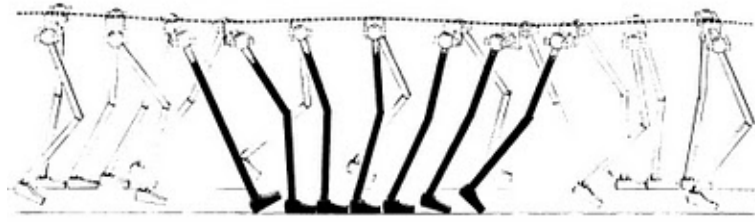


Figura 12 - Interação Calcanhar e Ante-pé (KUO, 2007)

Em cada ciclo de marcha, ocorre um desvio sobre a perna que suporta o peso. O deslocamento lateral do corpo de um lado para o outro é de aproximadamente 4 ou 5 cm.

Tendo isso em vista, o alinhamento fisiológico do joelho é uma característica que permite a verticalização da tíbia durante a marcha, ocasionando diminuição do deslocamento lateral do centro de massa do corpo para 2 ou 2,5 cm (NEUMANN, 2011).

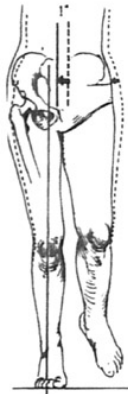


Figura 13 - Deslocamento Lateral da Pelve e Alinhamento Fisiológico do Joelho (KUO, 2007)

2.4.6 Considerações sobre energia cinética e potencial

A marcha de um indivíduo saudável, aparentemente, ocorre a uma velocidade constante. Porém, uma análise mais detalhada, mostra que durante este processo o corpo acelera e desacelera a cada passo.

Quando o membro inferior de apoio aparece à frente do centro de massa, este desacelera. Por outro lado, quando aparece atrás do centro de massa, acelera. Portanto, durante a marcha, o corpo atinge sua menor velocidade na fase do apoio médio e sua maior na fase de duplo apoio.

Dessa maneira, ao analisar o nível de energia total envolvido durante o processo da marcha, observa-se uma transferência ou complementação de energia. No ponto de apoio médio, a energia cinética (proporcional à velocidade) envolvida é mínima, ao mesmo tempo que, a energia potencial (proporcional ao deslocamento do centro de massa) é máxima.

No ponto de duplo apoio ocorre o inverso, ou seja, a energia cinética é máxima, ao passo que, a potencial é mínima (NEUMANN, 2011).

2.4.7 Análise da marcha

A análise da marcha consiste na obtenção e na comparação das características específicas da marcha de um indivíduo com as características consideradas normais de um padrão de marcha não patológica.

A forma de análise mais simples compreende a observação direta com a determinação dos parâmetros gerais da marcha de um indivíduo, a qual pode ser aperfeiçoada pela inclusão de marcadores, espelhos e registro de imagens.

A análise antropométrica refere-se à comparação de dados relativos que caracterizam um indivíduo durante a marcha com os dados considerados normais. A cinemática refere-se à posição relativa dos membros. A cinética consiste na análise das forças e pressões envolvidas. E a fisiológica compreende a coleta de dados relativos ao desempenho do corpo, no quesito muscular e energético (FREIRE, 2008)..

Na análise cinemática, destacam-se dois sistemas: eletrogoniômetros e acelerômetros. Um eletrogoniômetro (figura 14) nada mais é do que um instrumento que efetua a medição de ângulos, ou seja, a variação angular de uma articulação corresponde à variação do sinal elétrico. Já o acelerômetro, é um dispositivo que converte a aceleração em sinal elétrico. Assim, permite estudar as vibrações produzidas pelo impacto dos pés durante a marcha. Ambos os dispositivos possuem custo relativamente baixo, facilidade de utilização e possibilidade de coleta de dados em tempo real. Veremos mais adiante um estudo aprofundado desses transdutores, assim como suas implementações.

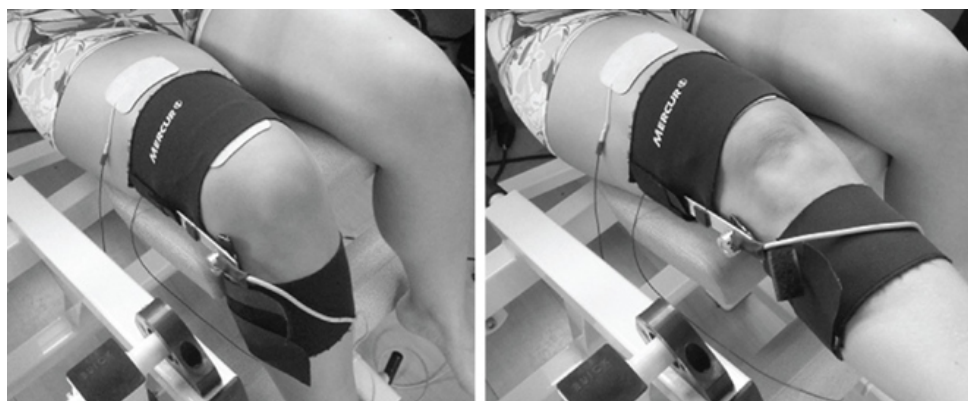


Figura 14 - Eletrogoniômetro (BOHÓRQUEZ, 2013)

Na análise cinética, destacam-se transdutores plantares, os quais variam o sinal elétrico dependendo da pressão exercida sobre eles. Já na análise fisiológica, a eletromiografia (Figura 15) recebe atenção especial. Um eletromiograma consiste na medição da atividade muscular através da detecção, por eletrodos superficiais ou imersos na pele, dos sinais elétricos provenientes das células musculares em contração.

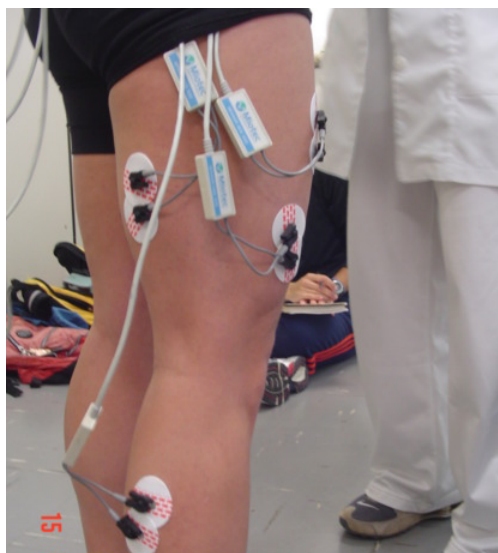


Figure 15 - Eletromiografia

2.5 Reabilitação neurofisiológica com treinamento da marcha

Após uma lesão vertebro-medular, a prioridade num programa de reabilitação neurológica é a restauração do padrão de locomoção em bipedestação do paciente (HESSE; WERNER, 2009). O nível de lesão (paraplegia ou tetraplegia), o tipo de lesão (completa ou incompleta) e o comprometimento sensorio-motor são os principais determinantes para a melhor escolha de tratamento a ser utilizado (MAYNARD; BRACKEN, 1997).

A reabilitação neurológica de indivíduos com lesão vertebro-medular passa pelos centros geradores de padrões de locomoção. Esses centros são circuitos neurais, localizados na medula espinhal, que interagem com funções sensoriais específicas responsáveis pela locomoção modulando o funcionamento de alguns músculos ou grupos musculares (DIETZ; HARKEMA, 2004)

Por volta de 1990, o treino de marcha com suporte de peso corpóreo começou a ser realizado, compensando a perda motora. Dessa maneira, o treino de marcha suspensa na esteira abriu novas perspectivas de tratamento ao reforçar a aprendizagem motora baseada em movimentos repetitivos (DITUNNO; SCIBOLETTO, 2009).

Além da utilização em seres humanos, essa maneira de treino foi desenvolvida em animais. Estudos com lampreias comprovaram a existência de uma rede segmentar de

interneurônios inibitórios e excitatórios que se ativavam durante a locomoção (DIETZ, 2009). Outros experimentos com gatos constataram que aqueles que possuíam lesão completa quando estimulados ao treinamento da marcha com suporte de peso por pelo menos sete meses esboçaram movimentos nas patas traseiras devido à ativação de padrões geradores centrais na medula (LOVELY; GREGOR, 1986).

Mais tarde, Duysens e Pearson (1980) e Hesse e Helm (1997), tendo em vista outros estudos desenvolvidos, comprovaram que os movimentos repetitivos devem ser impostos de forma rítmica e semelhante à marcha normal de um indivíduo saudável.

Após a prática constante e intensa do treino de marcha suspensa, Dietz e Colombo (1994) concluiu que pacientes paraplégicos apresentaram padrão eletromiográfico de ativação muscular semelhante ao observado em indivíduos saudáveis, apesar de a amplitude do sinal eletromiográfico ter sido menor.

Além do suporte do peso, a estimulação elétrica funcional, originada entre 1970 e 1980, também trouxe novas possibilidades e, conseqüentemente, melhorias por meio da utilização de eletrodos implantáveis e superficiais aliados a programas computadorizados (MARSOLAIS; KOBETIC, 1986).

Dessa forma, a recuperação da função locomotora em indivíduos com lesão vertebro-medular completa é bastante difícil. Por outro lado, a recuperação em indivíduos com lesão incompleta, submetidos ao treinamento da marcha com suspensão do corpo, é variável e, quase sempre, satisfatória. O treinamento da marcha que alia suporte do peso corpóreo à estimulação elétrica produz benefícios e resultados aceitáveis, uma vez que diversas avaliações demonstraram melhoria na espasticidade, na força muscular, na estabilidade e nos parâmetros espaço-temporais, cinéticos, cinemáticos e fisiológicos.

2.5.1 Marcha suspensa com fisioterapia convencional

Como visto anteriormente, o suporte do peso corporal representa uma alternativa mais segura e muito eficaz ao tratamento de indivíduos que sofreram lesão vertebro-medular. Esta modalidade de treinamento permite incrementar a velocidade da marcha e melhorar os padrões de locomoção.

Segundo Santos (2009), para que os centros geradores de padrões de locomoção sejam estimulados, é necessário que o suporte do peso não seja total. Além disso, foi constatado que a diminuição gradativa da sustentação do corpo aumenta a estimulação nesses centros e, conseqüentemente, causa uma melhoria dos efeitos do treinamento.

O treinamento da marcha suspensa manualmente assistida é realizado, então, sobre uma esteira rolante por um indivíduo com seu corpo parcialmente suspenso e, dois ou mais fisioterapeutas, controlam o movimento dos membros inferiores. Vale lembrar que, neste tipo de treinamento, um resultado aceitável é alcançado apenas se os membros se movimentarem

repetitivamente com os mesmos parâmetros, de modo que os músculos dos membros incapazes sejam ativados (COLOMBO; JOERG; DIETZ, 2000).

2.5.2 Marcha suspensa robotizada

Diante deste cenário, a empresa Hocoma (Zurich, Suíça) desenvolveu o Lokomat (Figura 16), uma ortótese robotizada impulsionadora da marcha. O peso do paciente continua sendo suspenso por um sistema, porém, o controle de posição é realizado pelo próprio dispositivo em substituição ao trabalho dos fisioterapeutas. O Lokomat controla, então, a posição dos membros inferiores através de um sistema mecânico composto por dois braços de acordo com padrões fisiológicos apropriados e pré-programados para a marcha (WINCHESTER; TANSEY, 2005). Esta ortótese é controlada por um computador, por motores de corrente contínua e dispositivos conectados as articulações dos tornozelos, joelhos e quadris com o objetivo de desenvolver um padrão de locomoção consistente com a marcha humana de um indivíduo saudável (WIRZ; DIETZ, 2005).

A importância de dispositivos eletromecânicos como instrumento terapêutico ou de diagnóstico é enorme, já que vem sendo utilizado por todo o mundo com o intuito de analisar diferentes fases da marcha e modulação dos centros geradores de padrão de locomoção localizados na medula (SANTOS, 2009). As vantagens do treino da marcha com esses dispositivos, segundo Colombo, Wirz e Dietz (2001), referem-se aos movimentos fielmente repetitivos, que estipulam e otimizam o padrão da marcha, ao contrário da marcha assistida por fisioterapeutas, as quais necessitam de um bom tempo de treino pra atingir uma performance satisfatória. Por outro lado, a principal limitação desse sistema diz respeito a velocidade, a qual é reduzida quando comparada ao tratamento convencional, e à acessibilidade financeira, bastante restrita a sociedade.



Figura 16 - Ortótese Lokomat (<http://www.healingtherapies.info/Lokomat.jpg>)

CAPÍTULO 3 – DESENVOLVIMENTO

Finalizando a introdução aos conceitos básicos necessários ao desenvolvimento do projeto, dá-se início a parte prática. O conteúdo a seguir apresentará detalhadamente todas as etapas de execução do trabalho, assim com os componentes utilizados, circuitos e programas desenvolvidos.

3.1 Transdutores

De maneira simplista, pode-se dizer que um transdutor nada mais é que um dispositivo, composto por sensores, capaz de converter a variação de uma determinada grandeza física em outra.

3.1.1 - Acelerômetros

Os Acelerômetros são circuitos integrados que medem a aceleração em um determinado eixo de movimento. Estes circuitos convertem uma variação de velocidade em uma variação de tensão elétrica na sua saída.

A partir da medida da aceleração em um determinado eixo, é possível determinar o ângulo entre este eixo e o eixo gravitacional. A obtenção desta medida se dá através do princípio do plano inclinado. Consideremos primeiramente um objeto em repouso sob um plano inclinado de ângulo θ , representado pela Figura 17.

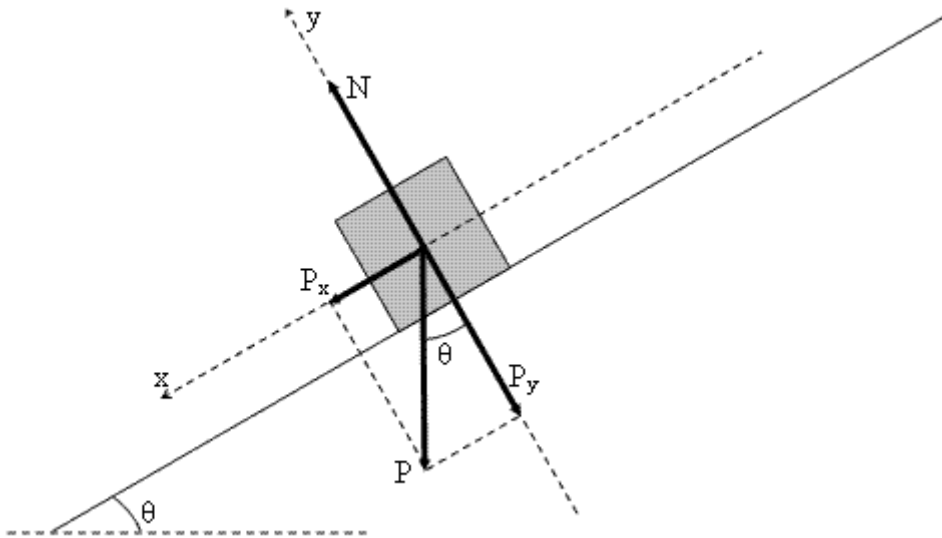


Figura 17 - Plano Inclinado

O acelerômetro consegue medir a aceleração exercida pela força P_x , possibilitando o cálculo do ângulo θ , pela Equação 1.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{P_x}{P} \quad [1]$$

No projeto, utilizaremos o acelerômetro para medir os ângulos nos 3 eixos do quadril em relação ao eixo gravitacional. Entretanto, é necessário ressaltar que a medida estará sujeita à erros, uma vez que a perna do paciente durante o treinamento da marcha não estará em repouso, acarretando um erro no momento em que calcula-se o ângulo θ .

Como o objetivo será apenas verificar a variação do ângulo do quadril, observando a sua forma de onda, este erro não será significativo, já que não necessitamos dos valores absolutos e sim das variações de ângulo. Também é necessário ressaltar que a marcha de pacientes portadores de lesões medulares é um movimento sujeito a uma pequena aceleração, minimizando ainda mais este erro de medida.

O acelerômetro utilizado foi o MMA7361L fabricado pela Freescale Semiconductor (Austin, TX, Estados Unidos). Optou-se por um modelo que possui um integrado com o MMA7361L acoplado a um regulador de tensão, que fornece a tensão necessária para alimentação do acelerômetro.

O componente utilizado foi o MMA734xL, fabricado pela Polulu Robotics & Eletronics (Las Vegas, NE, Estados Unidos). Seu princípio de funcionamento se dá através de uma célula gravitacional, que é formada por materiais semicondutores que estão representados na Figura 18.

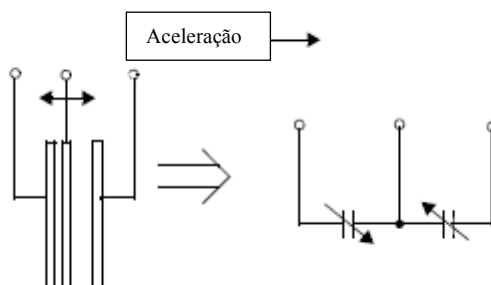


Figura 18 - Princípio do Funcionamento do Acelerômetro

No esquemático apresentado acima, os “bastões” no acelerômetro são os materiais semicondutores que se movem de acordo com uma força aplicada sobre eles. Esta força causa uma variação na capacitância do circuito, já que a distância entre os bastões é alterada, acarretando uma variação de tensão que representa a variação de aceleração. Estes semicondutores possuem valores de Offset de 1,65 Volts para o repouso e de 2,45 Volts para uma aceleração de 1g ($9,8\text{m/s}^2$). Portanto, a cada 1g aplicado sobre determinado eixo, o sensor fornecerá uma variação de 800mV.

Com esta relação determinada, conseguimos estabelecer uma relação de proporcionalidade entre a variação de tensão na saída de um determinado eixo do sensor, e a aceleração aplicada sobre este, possibilitando o cálculo do ângulo do quadril do paciente.

3.1.2 – Eletrogoniômetro

O Eletrogoniômetro é um sensor específico para medir ângulos articulares e quantificar a mobilidade de uma articulação.

O intuito de utilizar deste transdutor no projeto é mensurar o ângulo do joelho do paciente durante o treinamento da marcha, fornecendo assim um registro da velocidade e da quantidade de movimento angular presente nesta articulação durante o processo.

O modelo selecionado foi o S700 Joint Angle Shape Sensor, fabricado por Measurand Inc. (Fredericton, NB, Canadá) representado pela Figura 19.



Figure 19 - Shape Sensor S700 Joint Angle

Este sensor é feito de fibra óptica, adotando assim seu comportamento, ou seja, um feixe de luz é transmitido de uma extremidade a outra através de reflexões sucessivas.

Após a onda transmitida chegar à extremidade oposta, a intensidade luminosa do feixe é medida por um sensor, que converte este valor em uma tensão. Esta fibra óptica é projetada de forma que perca intensidade luminosa de acordo com a curvatura da mesma, ou seja, quanto mais curvada estiver a fibra, menor será a intensidade luminosa que chegará a outra extremidade, e conseqüentemente menor será a tensão de saída. Dessa maneira, de acordo com as especificações do fabricante, a função que relaciona os parâmetros medidos com as grandezas elétricas produzidas é linear, ou seja, pode-se converter diretamente a tensão medida para graus.

Outra informação relevante fornecida pelo fabricante é que, quando a fibra está completamente esticada, ou seja, quando o ângulo dentre as duas extremidades é de 180 graus, o sensor deve fornecer uma tensão de 2,5V. Enquanto uma variação de 90 graus fornece uma variação de 1V.

Afim de comprovar o comportamento deste componente, efetuou-se um mapeamento do sensor e os resultados podem ser analisados na Tabela 1 e Figura 20 abaixo.

Tabela 1 – Mapeamento Shape Sensor S700 Joint Angle

Ângulo (Graus)	Tensão (Volts)	Tensão Amostrada (Volts)
180	2,55	2,55
175	2,49	2,49445
170	2,44	2,4389
165	2,4	2,38335
160	2,35	2,3278
155	2,3	2,27225
150	2,25	2,2167
145	2,23	2,16115
140	2,18	2,1056
135	2,12	2,05005
130	2,06	1,9945
125	2	1,93895
120	1,95	1,8834
115	1,89	1,82785
110	1,84	1,7723
105	1,79	1,71675
100	1,74	1,6612
95	1,71	1,60565
90	1,68	1,5501

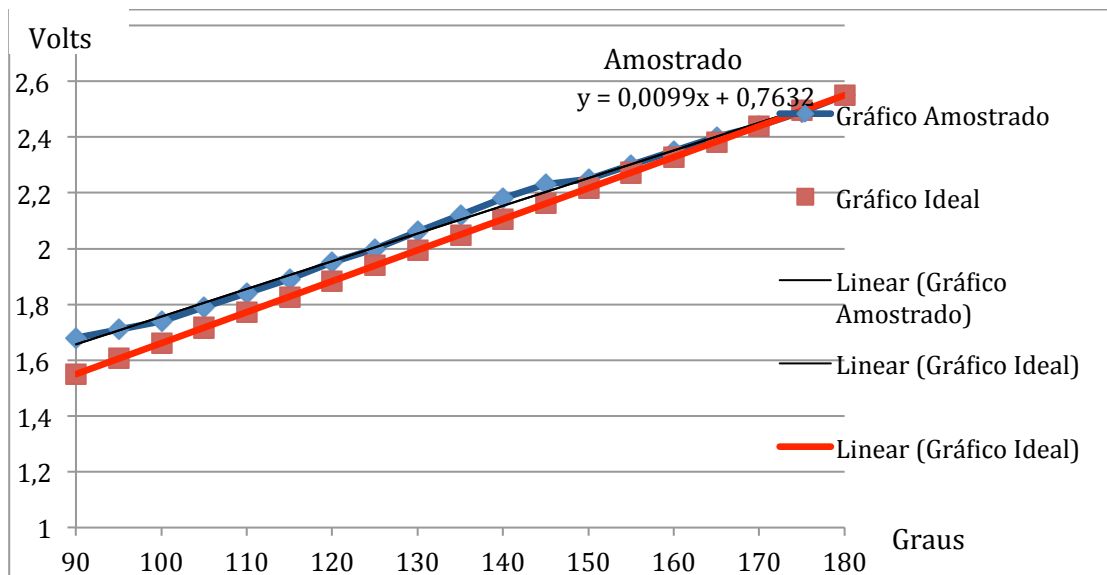


Figura 20 – Curva Linearidade (Tensão por Ângulo) do sensor S700

O sensor possui dois pinos de ajuste de Offset e de ganho, que devem ser regulados antes do uso.

3.2 – Programa de aquisição de dados

O projeto foi desenvolvido para utilizar como meio de aquisição dos dados o hardware PCI 6024E da National Instruments. A placa de aquisição é previamente instalada internamente no computador em um barramento PCI. Um cabeamento liga esta placa a um painel externo, onde conectores são utilizados para realizar a interface das aplicações.

A placa possui 16 entradas analógicas de 200KS/s com resolução de 12 bits, 8 portas de entrada e saída digitais, 2 saídas analógicas de 12 bits e 2 contadores de 24 bits. Nesta aplicação foram utilizadas apenas 8 portas analógicas de entrada.

Para tornar possível a leitura dos dados que chegam até a placa, assim como o tratamento desses sinais, utilizou-se o software LABVIEW da National Instruments. Este software já possui interface pré-estabelecida com a placa, uma vez que são do mesmo fabricante, o que facilitou no desenvolvimento do programa. O LABVIEW utiliza uma linguagem de programação por meio de diagramas de blocos, que realizam diversas operações, como soma, integrais, derivadas e plotagem de sinais adquiridos. Um programa desenvolvido neste ambiente é conhecido como VI (Virtual Instrument) e é composto por 2 partes. A primeira é o painel frontal do programa, onde é feita a interface com o usuário, nessa interface é possível colocar botões de controle e diversas opções similares que permitem de maneira simplista a manipulação do programa pelo usuário. A segunda parte do programa é o diagrama de blocos propriamente dito, que representa todas as operações que serão realizadas com o sinal adquirido.

A Figura 21 representa a Interface desenvolvida no software LABVIEW.

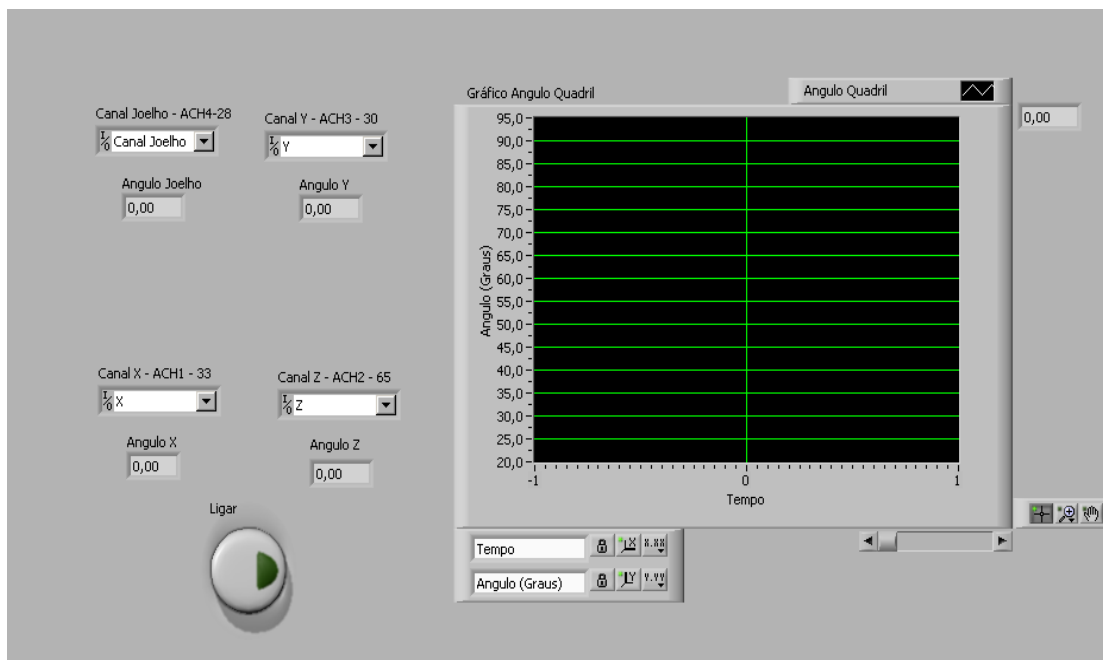


Figura 21 – Painel Frontal do VI Desenvolvido

O painel frontal possui um botão de liga/desliga, e diversos indicadores que representam os ângulos obtidos nos sensores tanto do joelho quanto do quadril. Os dados de um dos eixos do acelerômetro são plotados em tempo real no gráfico e em seguida o programa salva a figura automaticamente em um diretório pré-definido do computador.

O eixo escolhido na plotagem do gráfico foi o eixo X, que faz um ângulo de 90 graus com o eixo gravitacional quando o sensor esta em repouso. Ressaltando que o sensor deve ser adequadamente posicionado no paciente, um pouco abaixo do quadril na região da coxa, de forma que o eixo X do sensor (Indicado no próprio sensor) faça um ângulo de 90 graus com o eixo gravitacional.

O gráfico deve detectar os picos de flexão e extensão do movimento da marcha, não sendo necessário que este detecte os valores absolutos dos ângulos nas medidas. Portanto, estamos interessados na variação do ângulo no movimento da marcha, pois ao serem detectados os picos e vales do sinal proveniente do acelerômetro torna-se possível a realização de um controle de braços mecânicos que auxiliarão pacientes na marcha futuramente.

O diagrama de blocos desenvolvido no Labview para a aquisição dos ângulos dos sensores pode ser visualizado no Apêndice 1 , que por questões de visualização foi dividido em duas partes, embora ambas as partes façam parte do mesmo programa.

3.3 – Comunicação por Radiofrequência

Concluída a parte inicial de aquisição de dados, iniciou-se o desenvolvimento da transmissão sem fio desses dados.

Para dar início a esta etapa, projetou-se dois módulos de hardware, um de recepção e um de transmissão. O módulo de transmissão é responsável por converter os sinais analógicos em sinais digitais que serão transmitidos através de uma antena para o módulo de recepção.

No módulo de recepção estes sinais serão lidos e convertidos novamente em sinais analógicos e serão enviados ao computador por meio dos conectores da placa PCI 6024E.

Uma representação simplificada do conjunto é exemplificado pela Figura 22.

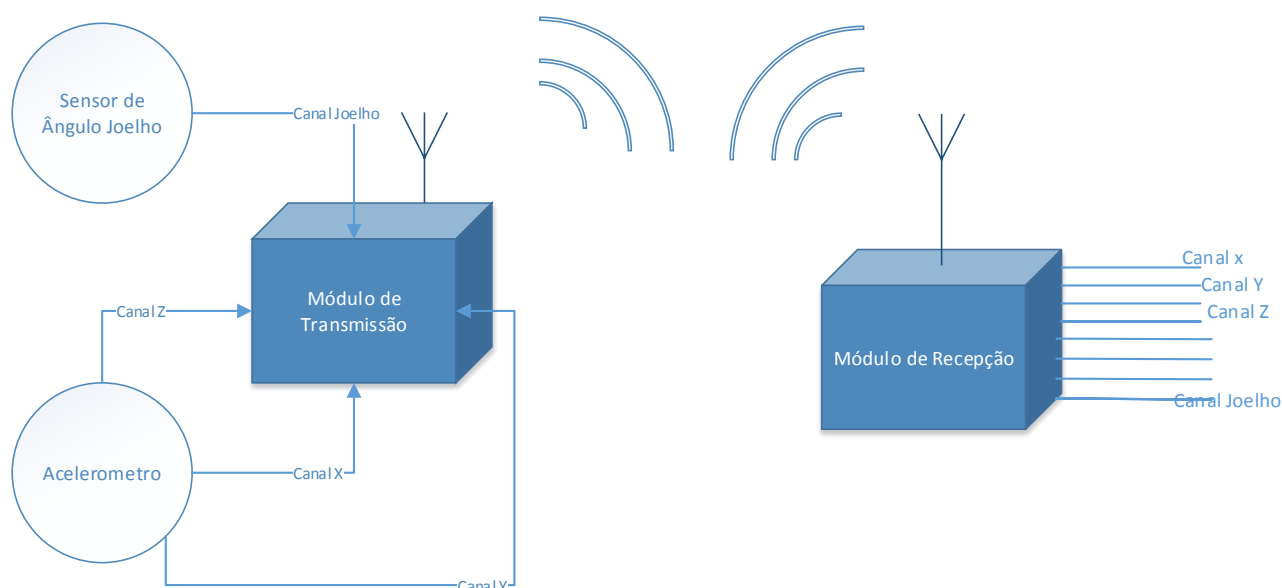


Figura 22 – Diagrama simplificado de Transmissão e recepção RF

O primeiro critério na escolha dos componentes foi a sua disponibilidade no laboratório. A lista de componentes utilizados no projeto do módulo de transmissão e recepção são descritos nas Tabelas 2 e 3 respectivamente.

Lembrando que nos módulos não estão inclusos os transdutores citados anteriormente.

Tabela 2 - Lista de componentes módulo de transmissão

Quantidade	Especificação do Componente
2	Resistor -1k Ω
2	Resistor -220 Ω
1	Resistor -100 Ω
2	Capacitor -33pF
10	Capacitor -220nF
1	Capacitor -220 μ F
1	Capacitor -33 μ F
1	Capacitor -2,2 μ F
2	Microcontrolador - PIC18F2550
1	Regulador de Tensão – LM7805

1	Bateria 9V
2	LED Verde
1	LED Vermelho

Tabela 3 – Lista de componentes do módulo de recepção

Quantidade	Especificação do Componente
2	Resistor -1k Ω
1	Resistor -100 Ω
3	Resistor -220 Ω
4	Resistor 47k Ω
8	Resistor -10k Ω
1	Resistor – 2,2k Ω
2	Capacitor -33pF
1	Capacitor -33 μ F
2	Capacitor -220nF
1	Capacitor -220 μ F
1	Capacitor -470 μ F
8	Capacitor -150pF
1	Microcontrolador PIC18F2550
1	Regulador de tensão LM7805
1	Conversor D/A TLC5628
1	Bateria 9V
2	LED Vermelho
1	LED Verde

3.3.1- Implementação

Antes de implementar-se a aquisição via radiofrequência, testou-se a resposta do acelerômetro no programa desenvolvido, obtendo o gráfico da variação do ângulo em função dos movimentos de flexão e extensão da perna. Após verificar o funcionamento adequado tanto do programa quanto do sensor, foi implementada a transmissão sem fio.

Para a aquisição de dados dos sensores via radiofrequência, foram utilizados dois módulos, um de transmissão e o outro de recepção. O módulo de transmissão digitaliza os sinais e faz o controle adequado dos mesmos para envio dos dados por meio de pacotes de bytes para o receptor.

Já o módulo de recepção deve ler os sinais enviados e, logo após, fazer a conversão digital analógica, para que os dados possam ser tratados e interpretados pelo Software LABVIEW. O sistema todo consegue trabalhar com 8 entradas analógicas simultâneas.

Devido a limitações técnicas do computador utilizado, como velocidade de processamento e memória, optou-se por realizar a conversão digital analógica por hardware, em vez de realiza-la pelo Software.

A principal característica que a transmissão deve obedecer é uma taxa de transmissão de 50 amostras por segundo para cada canal, para que sejam obtidos resultados confiáveis nas medidas realizadas. Ou seja, cada ciclo de transmissão e recepção dos 8 canais deverá durar em torno de 20ms.

O módulo trabalha com uma alimentação de 5V, fornecida por uma bateria de 9V acoplada a um regulador de tensão. Portanto, os sensores utilizados devem trabalhar em uma faixa de 0 a 5V. Ambos os módulos usam um PIC18F2550, cujo os pinos serão referenciados de acordo com a Figura 23.

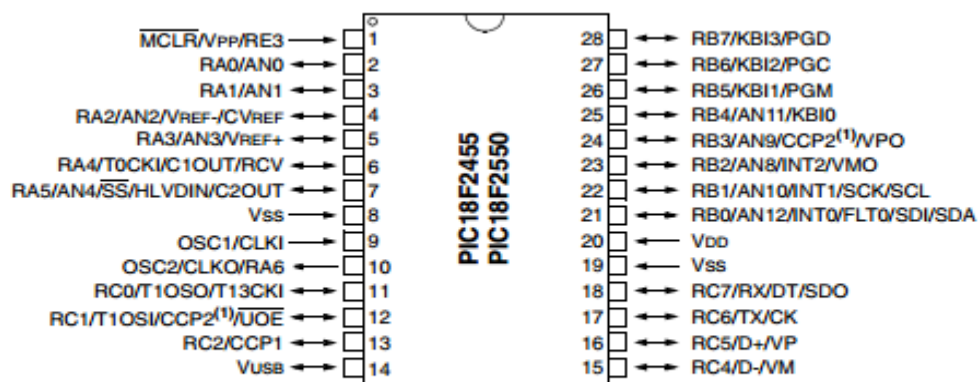


Figura 23 - Pinos do PIC18F2550

3.3.2 - Transmissor

Este módulo do hardware é responsável por receber os sinais analógicos vindos dos sensores, digitaliza-los e em seguida converte-los para o protocolo de transmissão serial RS-232.

O módulo transmissor fabricado é portátil, tendo dimensões de aproximadamente 6,5 cm por 6,5cm, como mostra a Figura 24.

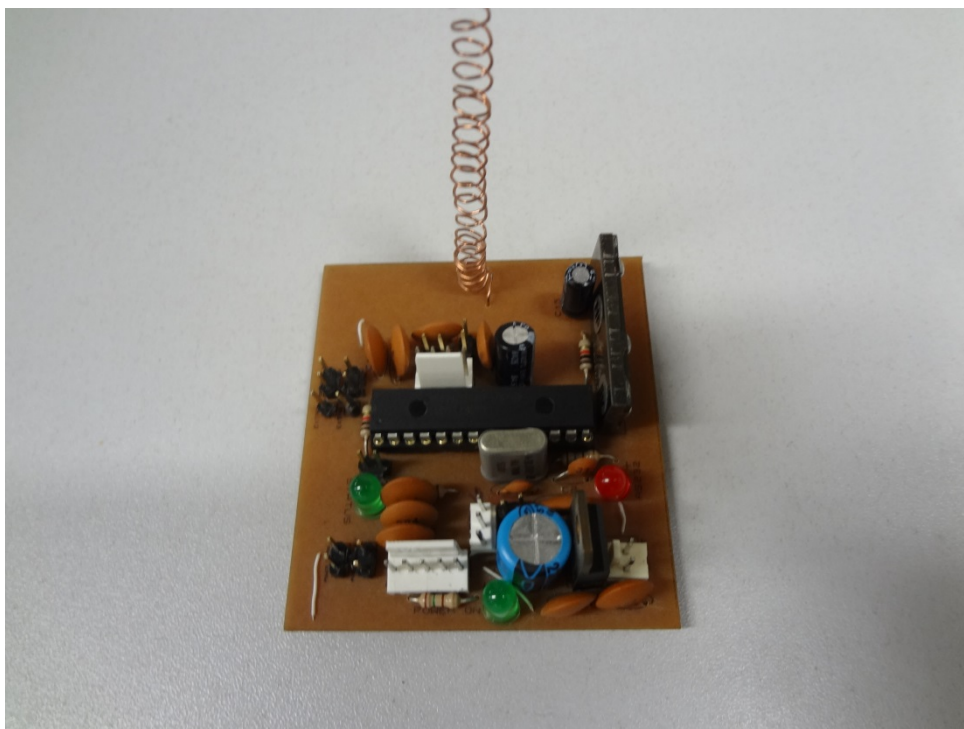


Figura 24 - Módulo de Transmissão

Os principais componentes deste módulo são o microcontrolador PIC18F2550, que realiza tanto a conversão A/D quanto a conversão para RS-232 e o transmissor FM, TX-2 da Radiometrix.

Este módulo de transmissão pode trabalhar com 8 entradas analógicas simultâneas. Os conectores presentes no módulo atendem as especificações do projeto, que visa trabalhar com os sensores de ângulo do joelho, acelerômetro e com o sensor de pressão do pé.

No total, o projeto exigiu que fossem usadas 6 entradas analógicas vindas destes sensores, sendo possível utilizar as 2 entradas extras não utilizadas para qualquer outra aplicação.

3.3.2.1 – Hardware

A Figura 25 mostra o esquemático do módulo de transmissão.

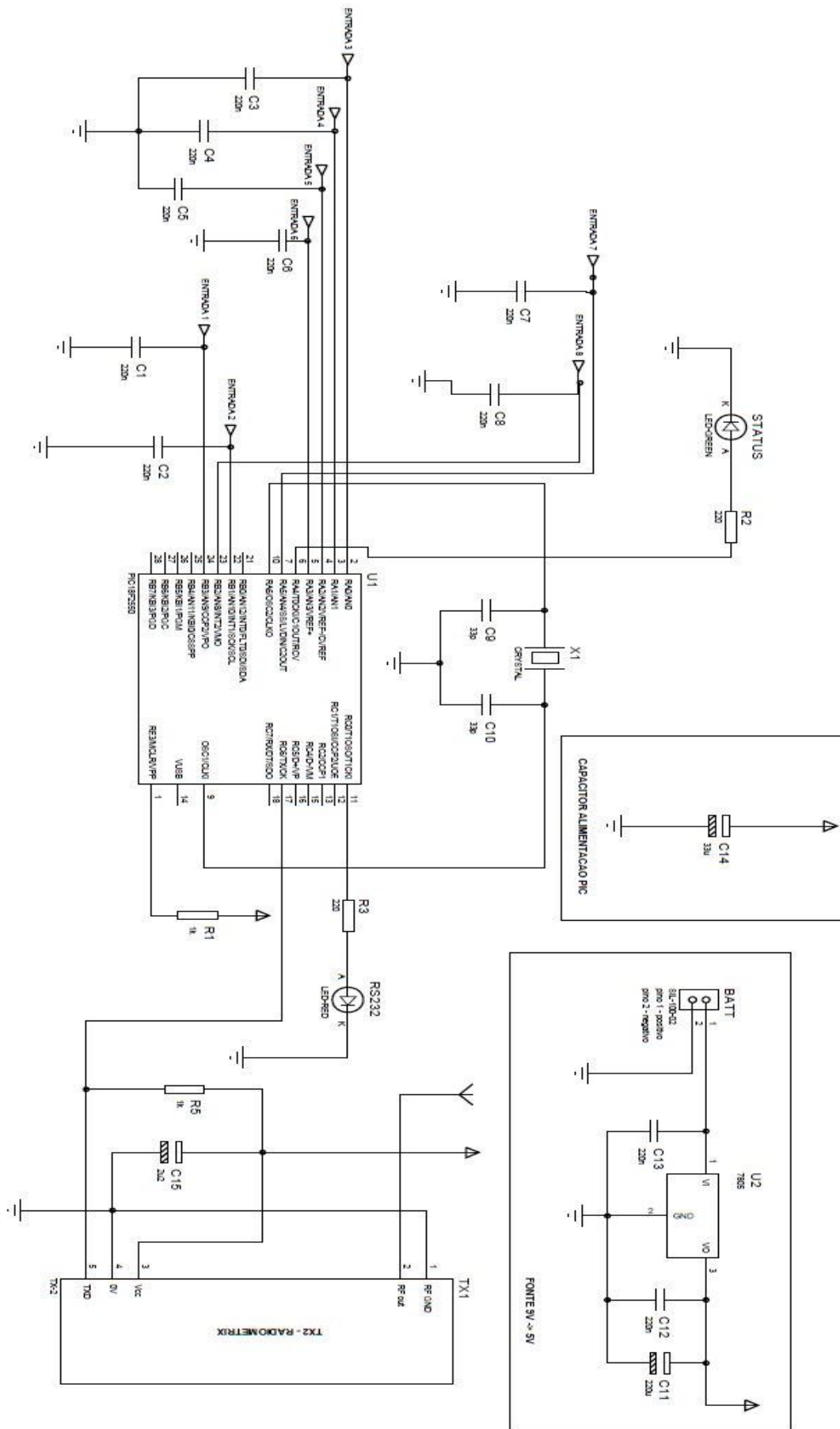


Figura 25 – Esquemático do Módulo de Transmissão

O PIC18F2550, como citado anteriormente, realiza tanto a conversão A/D quanto o controle do fluxo de dados serial via RS-232, que foi realizado por software. Este fato possibilitou uma economia de componentes, o que resulta em um circuito menor e mais barato. O tamanho do circuito neste módulo é de extrema importância, já que este módulo estará fixado na cintura do paciente, e, portanto deve ser o mais portátil possível.

O circuito é alimentado por uma bateria de 9V, que tem sua tensão regulada por meio de um LM7805, que fornece uma tensão de 5V regulada. Na saída de cada sensor, foi acoplado um capacitor de 220nF para que o sinal fosse amortizado e permanecesse tempo suficiente na entrada do PIC para que ele pudesse realizar a leitura do canal.

O cristal utilizado foi de 20Mhz, o que por *datasheet*, determina alguns dos tempos necessários para o “set” de alguns canais e para a leitura destes. Na porta RA4 do PIC, foi acoplado um LED verde de status, que deve ficar aceso quando o circuito esta sendo alimentado adequadamente. Na porta RC0 foi acoplado um LED de status vermelho, que deve piscar quando os dados dos sensores estiverem sendo enviados ao transmissor de maneira adequada. Este LED pisca na mesma frequência em que os dados são enviados.

A saída serial do microcontrolador é ligada diretamente no transmissor TX-2, que suporta uma taxa máxima de dados de 160kbits/s. Sua frequência de transmissão é de 433,92MHz.

3.3.2.2 – Software

O software executado no microcontrolador (Ver Apêndice 2), é responsável por realizar a conversão A/D e o controle do fluxo de dados da saída serial. O programa principal é constituído de 3 funções secundárias, a função leitura, a função sincronização e a função envia. Para obtermos a taxa de 20ms por ciclo, foi necessário calcular o tempo gasto por cada uma destas funções no software.

No *datasheet* do fabricante do PIC18F2550 é informado que para um cristal de 20Mhz, pode-se utilizar um tempo mínimo de leitura de 10us para que o PIC consiga definir o canal ADC e realizar a sua leitura.

O tempo de “set” do canal no programa foi considerado como sendo de 12μs por razões de segurança. O fabricante também nos fornece a Tabela 4, que informa o tempo de conversão T_{AD} de 1 bit de 1 canal analógico lido.

Este tempo é somado ao tempo de “set” do canal ADC no cálculo do tempo total de leitura.

Tabela 4 – Tad Informado pelo Fabricante

TABLE 21-1: TAD vs. DEVICE OPERATING FREQUENCIES

AD Clock Source (TAD)		Maximum Device Frequency	
Operation	ADCS2:ADCS0	PIC18FXXX	PIC18LFXXX ⁽⁴⁾
2 TOSC	000	2.86 MHz	1.43 MHz
4 TOSC	100	5.71 MHz	2.86 MHz
8 TOSC	001	11.43 MHz	5.72 MHz
16 TOSC	101	22.86 MHz	11.43 MHz
32 TOSC	010	45.71 MHz	22.86 MHz
64 TOSC	110	48.0 MHz	45.71 MHz
RC ⁽³⁾	x11	1.00 MHz ⁽¹⁾	1.00 MHz ⁽²⁾

Como utilizou-se o Clock de 20 MHz, devemos utilizar um tempo de $16T_{OSC}$. O T_{OSC} é $0,05\mu s$ (para o clock de 20MHz, $T_{OSC} = 1/20MHz$), ou seja, o tempo para conversão de 1 bit de 1 canal é de $0,8\mu s$. Por razões de segurança, consideraremos este tempo como sendo de 1 us. Desta forma obtemos o tempo de leitura para os 8 canais, por meio da Equação 2:

$$\text{Tempo de leitura} = 1us \times 8(\text{bits}) \times 8(\text{canais}) + 12us \times 8(\text{canais}) = 160us \quad [2]$$

Este tempo de $160\mu s$ foi considerado no software como sendo de $500\mu s$. Esta margem de segurança muito grande foi adotada pois não consideramos no cálculo os tempos de execução das instruções no código.

A função sincronização foi programada por software para durar em torno de 5,5ms, utilizando ferramentas de atraso presentes no PIC18F2550. A função sincronização envia 3 bytes de sincronização a cada ciclo de leitura para o receptor. A principal função deste bloco é evitar que a interrupção do PIC18F2550 na placa de recepção dispare ao receber ruído. Ou seja, a interrupção no PIC18F2550 só será ativada após a checagem dos 3 bytes enviados na função sincronização. A sincronização é realizada no começo de cada ciclo de envio dos 8 canais de entrada.

Para a função envia, adotamos um “Baud Rate” de 38.400. Isto significa que para enviar 1 bit de 1 pacote de bytes via serial RS-232, o PIC18F2550 irá ter um T_{envio} de aproximadamente $1/38400$, que corresponde a aproximadamente $26\mu s$. Como temos 8 bits e 8 canais, um ciclo completo de envio irá durar em torno de 2ms. Além deste tempo, por software, programamos um atraso de 1ms no envio de cada canal. Como temos 8 canais, obtemos um tempo de atraso de 8ms, resultando em um tempo total para 1 ciclo completo de envio dos 8 canais de 10ms aproximadamente.

Além dos tempos da função envia, da função leitura e da função sincronização, também foi implementado um atraso de 4ms a cada ciclo de transmissão, como medida de segurança para assegurarmos que o módulo receptor realizou todas as leituras necessárias.

Desta forma o tempo total de envio T_{Total} é de:

$$T_{Total} = 500\mu s + 5,5ms + 10ms + 4ms$$

$$T_{Total} = 20ms$$

Isto significa que a cada 20ms o módulo transmissor irá transmitir 8 pacotes de bytes correspondentes a cada uma das 8 entradas, fornecendo uma taxa de 50 amostras por segundo aproximadamente.

3.3.3 - Receptor

Este módulo é composto de 3 partes, como esquematizado na Figura 26.

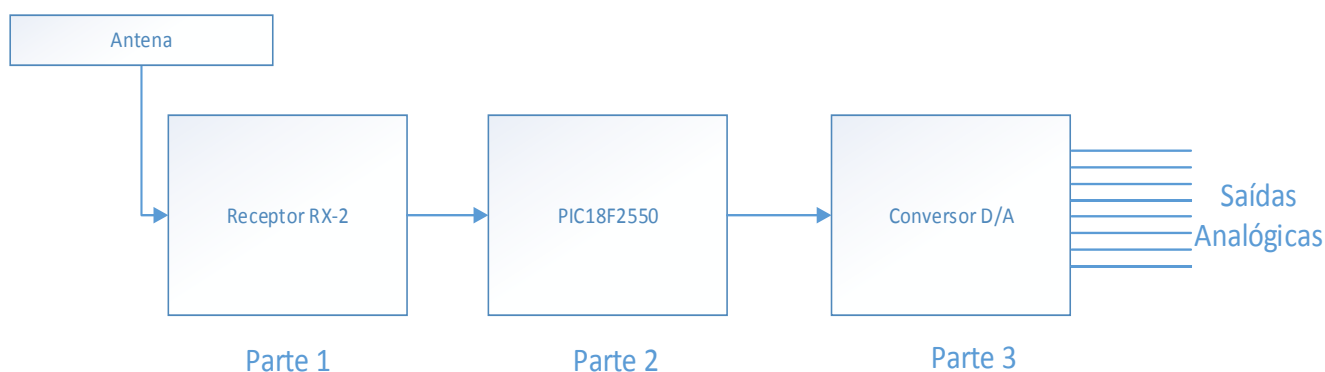


Figura 26 – Partes do módulo de recepção

A parte 1 é constituída pelo receptor RX-2 , que recebe os dados enviados via RF do transmissor, através de uma antena. A parte 2 é composta por outro PIC18F2550, que realiza a leitura destes dados seriais e realiza a conversão do protocolo de transmissão serial RS-232 para SPI. Foi necessária realizar esta conversão devido ao fato que o conversor D/A utilizado foi o TLC5628, que trabalha com entrada serial SPI. Este conversor D/A possui 8 entradas digitais e 8 saídas analógicas, atendendo as especificações do projeto. Na parte 3, com o sinal já convertido no protocolo serial SPI, o conversor D/A converte os sinais digitais em analógicos, fornecendo-os em uma saída composta por um barramento de 9 pinos sendo 8 deles as saídas analógicas e um deles correspondente ao terra do circuito.

O módulo de recepção apresenta dimensões de aproximadamente 12cm por 10cm, o que não afeta na praticidade de uso, já que a placa receptora pode ter dimensões maiores, já que esta ficará fixa em bancada.

O módulo recepção está representado pela Figura 27.

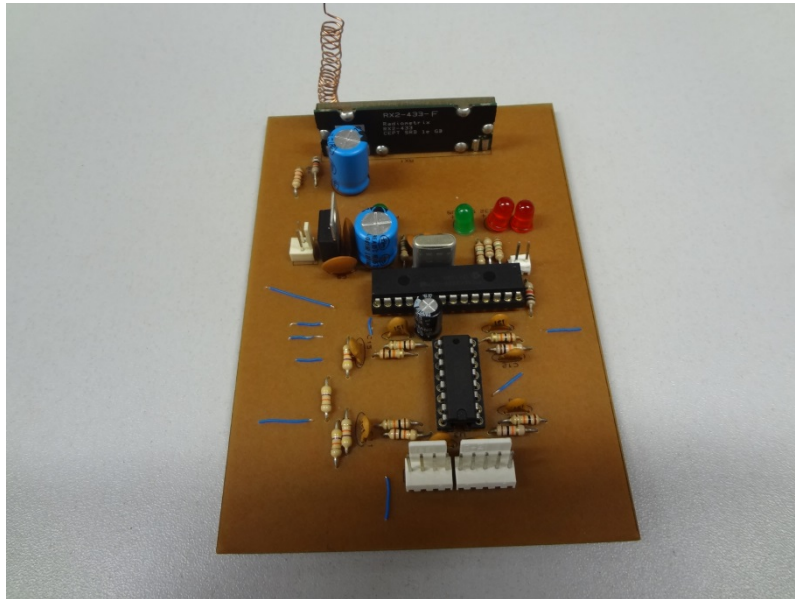


Figura 27 - Módulo de Recepção

3.3.3.1 – Hardware

As partes 1 e 2 do circuito de recepção estão representadas pela Figura 28, enquanto a parte 3 do circuito de recepção está representada pela Figura 29.

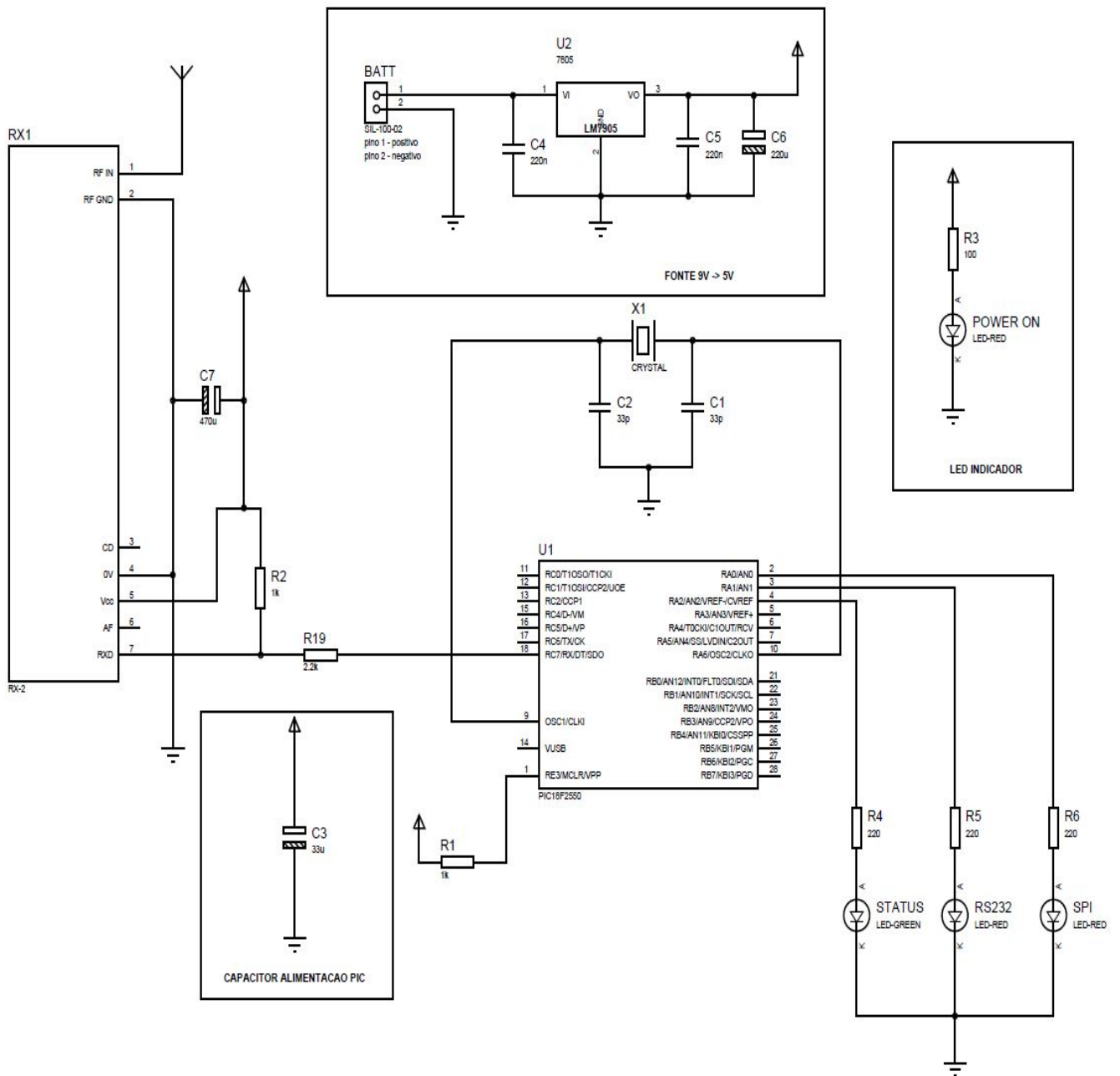


Figura 28 - Partes 1 e 2 do Módulo de Recepção

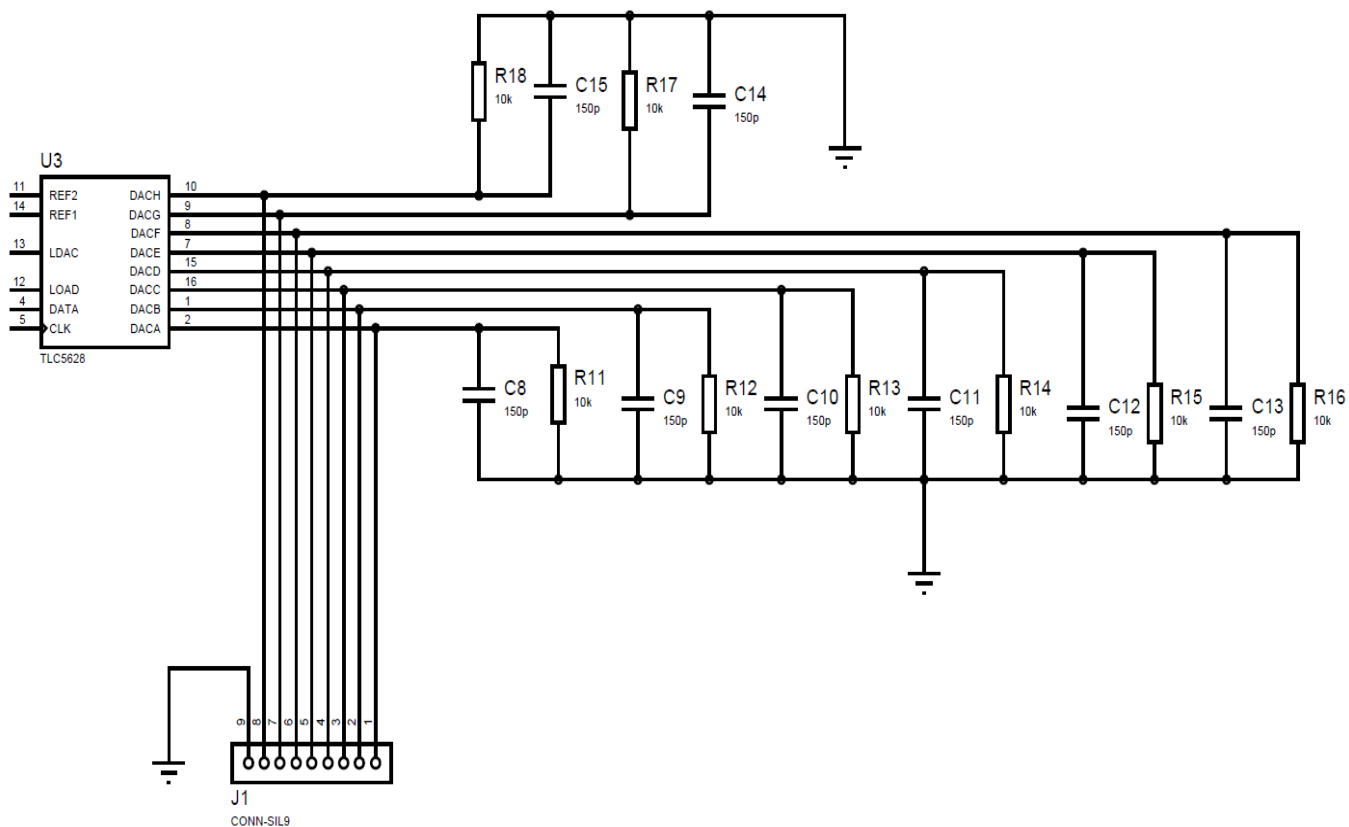


Figura 29 – Parte 3 do Módulo de Recepção

Os pinos do PIC18F2550 que são as entradas LDAC, LOAD, DATA e CLK do TLC5628 e são, respectivamente, os pinos RA4, RA5, RA6 e RB2.

O circuito é também alimentado por uma bateria de 9V, possuindo um regulador de tensão LM7805 que regula a tensão em 5V. O cristal utilizado no circuito para clock no PIC18F2550 foi de 20Mhz.

A placa possui 3 LEDs, 1 verde e 2 vermelhos. O LED verde representa o status de alimentação, devendo ficar aceso assim que o circuito é alimentado. Os 2 LEDs vermelhos representam o status da entrada Serial RS-232, e da saída serial SPI. Caso a placa de transmissão não esteja ligada, o circuito então não estará recebendo sinal, ou seja, os 2 LEDs vermelhos devem ficar apagados. Caso a placa de transmissão esteja ligada e conectada aos sensores, os 2 LEDs vermelhos devem permanecer piscando enquanto a placa de transmissão estiver ligada.

Em cada saída analógica do TLC5628, foi conectado um filtro resistivo – capacitivo, que permite a eliminação de ruído e uma maior linearização do sinal de saída.

3.3.3.2 - *Software*

O software executado no microcontrolador PIC18F2550 na placa de recepção (Ver apêndice 3), tem a função de realizar a leitura dos dados enviados do módulo de transmissão e converte-los do protocolo serial RS-232 para o protocolo serial SPI, para que o TLC5628 possa realizar a conversão D/A.

O programa do PIC18F2550 funciona por meio de um interrupção (#Int_RDA), que é ativada quando dados são recebidos via RS-232 pelo PIC. Ao entrar na interrupção, o programa desativa todas as interrupções do microcontrolador, e começa a verificação dos 3 bytes de sincronização enviados pelo transmissor. Os 3 bytes de sincronização tem valores conhecidos, pois foram pré-estabelecidos no software do módulo de transmissão. Caso os 3 bytes sejam iguais, o programa continua sua execução, caso algum deles seja diferente, o programa sai da interrupção e espera um novo ciclo para realizar a sincronização. Esta medida foi adotada com o intuito de evitar que um sinal muito ruidoso chegue na recepção, causando aquisições erradas.

Após fazer a verificação, o programa começa a leitura dos dados da porta serial. A Baud Rate utilizada no módulo de recepção foi de 312500. Após fazer a leitura, o programa realiza por meio de uma função do próprio compilador a conversão do protocolo serial para SPI, e envia os pacotes para o conversor D/A. O tempo de 1 ciclo completo de leitura e conversão para os 8 canais foi estimado por meio da soma dos atrasos envolvidos no programa com o tempo que cada instrução do programa leva para ocorrer. Este tempo foi de aproximadamente 2ms.

Notamos que o tempo de 2ms é 10 vezes menor do que o de 20ms da placa de transmissão, novamente deixamos uma margem grande de segurança para evitar possíveis erros e ruídos nas medidas. Este fato não prejudicou a aquisição de dados, já que o módulo receptor atende a condição de 50 amostras por segundo estipulada no escopo do projeto.

O conversor D/A não necessita ser programado, tendo com requisito apenas ter como entrada um dado digital do tipo serial SPI, que será fornecido pelo PIC18F2550.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 – Resultados

O primeiro teste realizado foi no acelerômetro, que estava conectado a placa do LABVIEW por meio de um cabo de cerca de 8 metros de comprimento.

Primeiramente foi realizado um teste fixando o sensor no braço de um usuário, que foi instruído a realizar movimentos repetitivos de amplitude pré-fixada em aproximadamente 5 graus. O resultado obtido está ilustrado na Figura 30, onde a unidade do eixo tempo é ajustada em tempo real pelo programa.

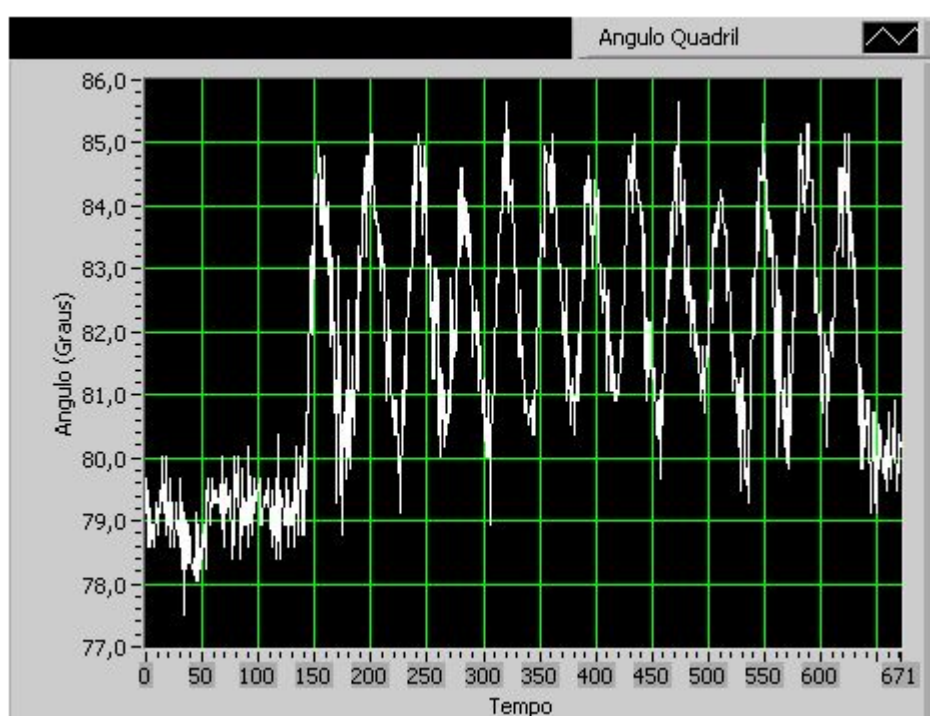


Figura 30 – Teste realizado no braço de um usuário

Este resultado permite comprovar a funcionalidade do software, uma vez que caracteriza de maneira satisfatória a simulação da marcha realizada. Logo após este experimento, foi realizado o teste do sensor acoplado na perna de um usuário, próximo ao quadril. O usuário realizou cerca de 8 passos, simulando o movimento da marcha. O resultado obtido está ilustrado na Figura 31.

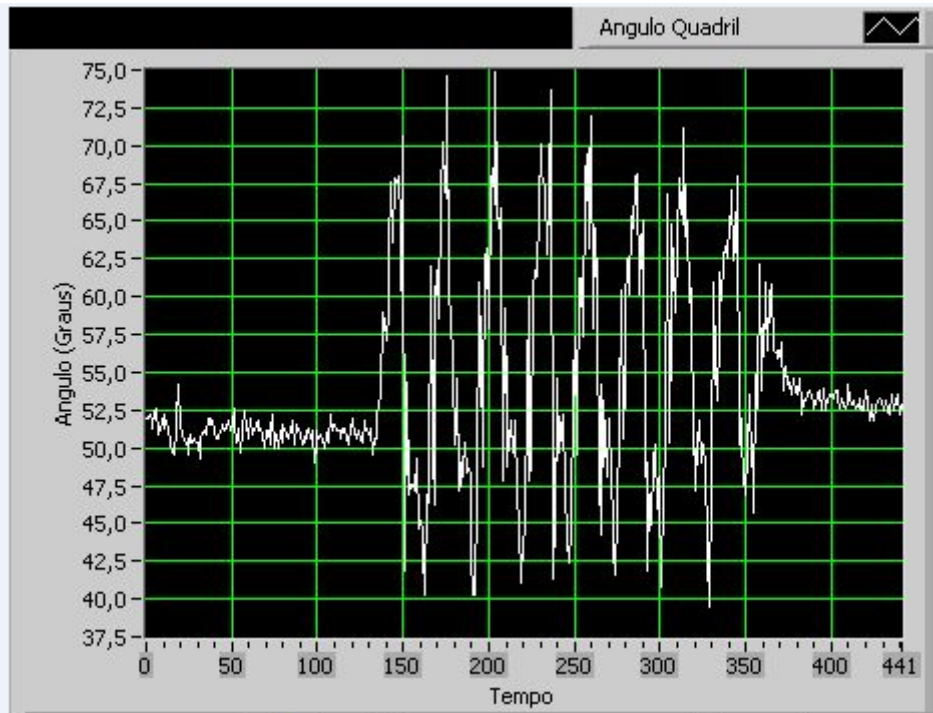


Figura 31 – Teste com fio do ângulo do Quadril.

Em seguida, foi realizado um teste com o sistema de transmissão via radio frequência, utilizando o acelerômetro acoplado na perna de um diferente usuário.

Desta vez, o usuário realizou aproximadamente 7 passos. O resultado gráfico do teste esta representado na Figura 32.

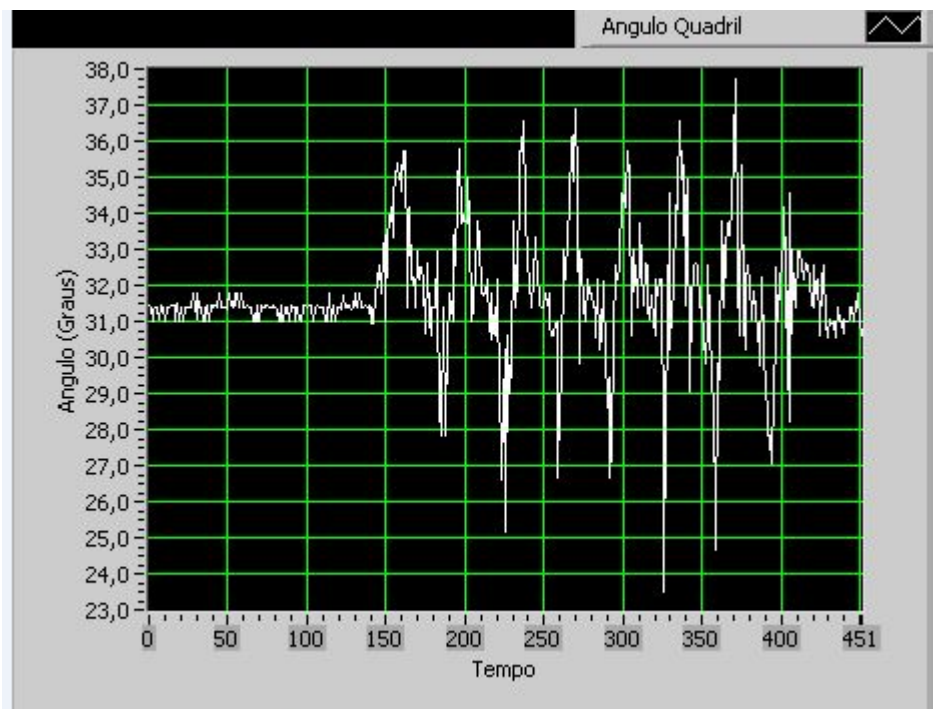


Figure 32 - Teste sem fio do ângulo do Quadril

O painel frontal do VI utilizado apresentou além do gráfico, os valores dos ângulos obtidos nos canais Y e Z do acelerômetro além do valor do ângulo obtido pelo eletrogoniômetro alocado no joelho do paciente (Figura 33). O painel frontal durante o teste é representado pela Figura 34.



Figura 33 – S700 Joint Angle ShapeSensor
(http://www.alliantech.com/pdf/capteurs_mouvements/S700.pdf)

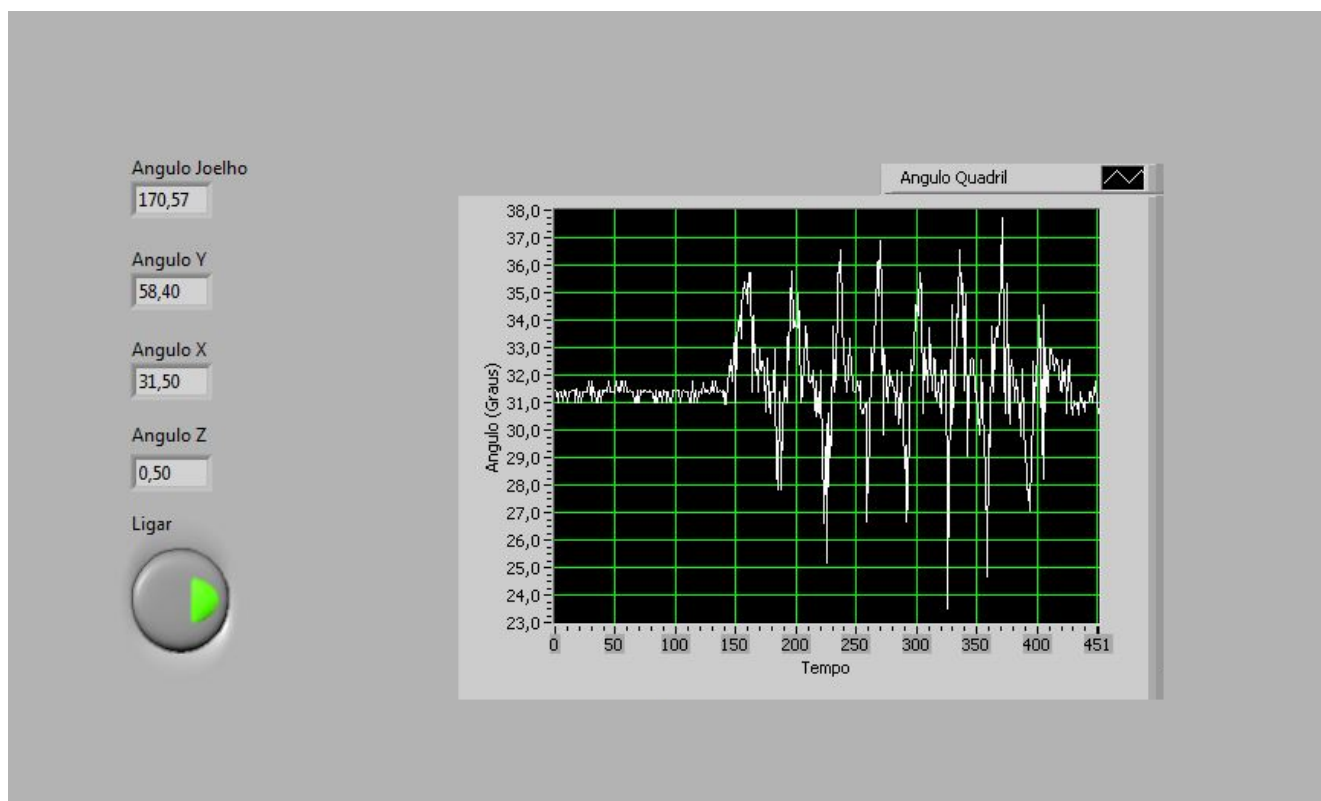


Figura 34- Painel frontal do VI durante a realização do teste sem fio.

A Figura 35, a seguir, ilustra como os sensores estão acoplados ao módulo de transmissão, permitindo que os resultados citados acima possam ser coletados.

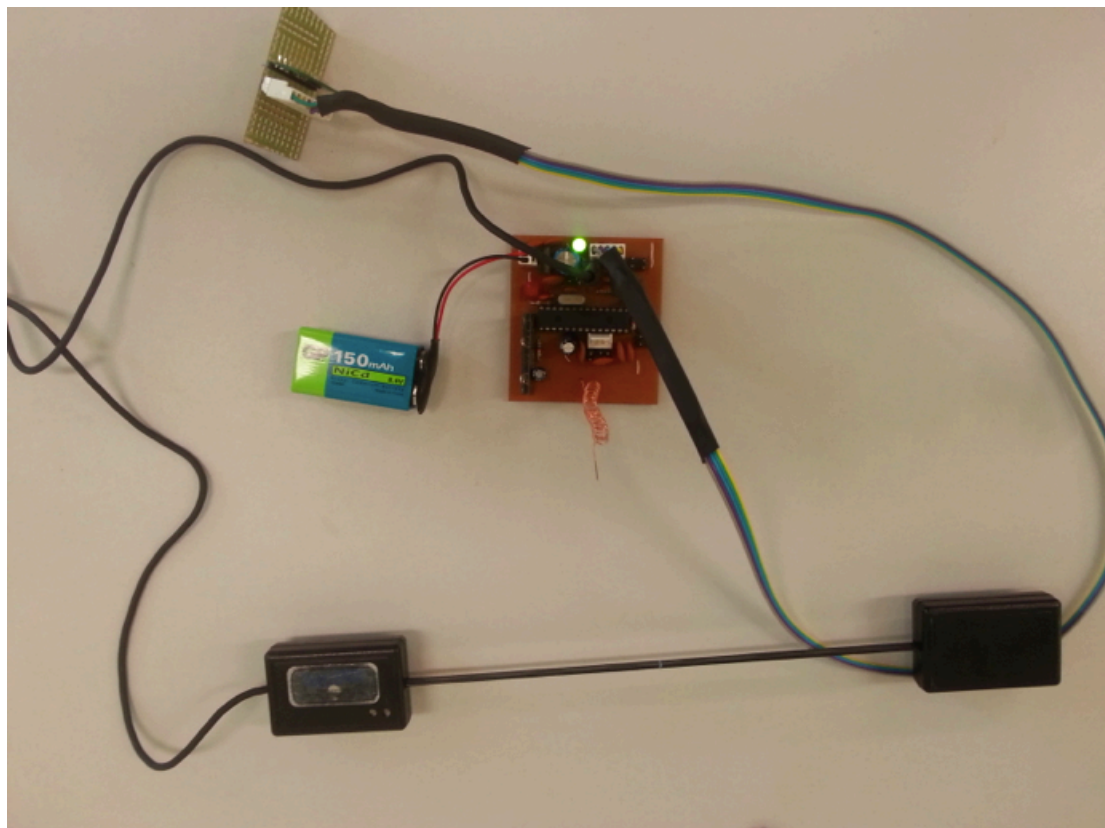


Figura 35 - Módulo de Transmissão com Sensores Acoplados

4.2 – Discussão dos resultados

Os resultados obtidos no teste da figura 30 mostraram o bom funcionamento tanto do sensor quanto do programa desenvolvido no LABVIEW.

É possível identificar, por meio do gráfico, os picos e vales que correspondem aos movimentos de extensão e flexão do quadril, respectivamente.

Apesar do ruído presente, foi possível observar que o sinal obtido segue claramente um padrão, podendo ser considerado cíclico, assim com a marcha.

A figura 31 mostrou, para o mesmo movimento, o resultado para a transmissão sem fio. Nota-se que este caso está sujeito a um pouco mais de ruído quando comparado com a transmissão com fio. Apesar disso, a identificação dos picos e vales continua de fácil visualização.

É importante ressaltar que os valores dos ângulos apresentados no gráfico não representam necessariamente os valores reais dos ângulos, já que estes valores dependem muito da regulação dos sensores, que devem ser feita por software por meio de um offset.

Isto não afetou os resultados finais pois o objetivo do projeto era identificar variações destes sinais ao longo do tempo.

Ao realizar os testes de transmissão por radiofrequência, obteve-se que a distância máxima, entre o transmissor e o receptor, para transmitir de maneira satisfatória foi de 10 metros, acima deste valor os resultados obtidos foram comprometidos ou obteve-se perda do sinal.

A transmissão também mostrou-se mais eficiente para ambientes sem barreiras físicas, como paredes e portas.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÃO

Analisando os resultados obtidos no projeto, assim como seus objetivos iniciais, nota-se as metas foram atingidas, uma vez que, fomos capaz de monitorar, através dos programas e interfaces desenvolvidas, assim como pelo sistema de transmissão e recepção por radiofrequência, os transdutores alocados no paciente e eles mostraram-se uteis e eficientes para o desenvolvimento de um dispositivo automatizado de auxílio á marcha.

Apesar de satisfatório, o projeto apresentou restrições em relação a distância da transmissão sem fio e lentidão no programa de aquisição de dados quando conectado mais de 2 sensores. Porém, essas limitações podem ser contornadas, restringindo a área de utilização da transmissão e recepção e substituindo os equipamentos utilizados para a aquisição de dados por versões atualizadas com um melhor processamento de informações.

A interface intuitiva do LABVIEW também nos ajudou a cumprir com os requisitos do projeto, pois os resultados considerados importantes ao usuário estão disposto de uma maneira simples e objetiva, para que não surja dúvidas no momento da utilização.

Assim, ao desenvolver aplicações viáveis para os sensores, a fim de auxiliar no desenvolvimento de um futuro dispositivo robotizado de marcha e acessível financeiramente, conclui-se que os objetivos propostos para este trabalho de conclusão de curso foram cumpridos.

REFERÊNCIAS

- ABREU, D. C.; CLIQUET JR., A.; RONDINA, J. M.; CENDES, F. Electrical stimulation during gait promotes increase of muscle cross-sectional area in quadriplegics: a preliminary study. 2009. Disponível em: <<http://www.producao.usp.br/handle/BDPI/23711>>. Acesso em: julho de 2013.
- ACADEMIA NACIONAL DE CIÊNCIAS. Rehabilitation Engineering - A Plan for Continued Progress. 1971. Washington DC. Disponível em: <http://www.oandplibrary.com/assets/pdf/Rehabilitation_engineering.pdf>. Acessado em: maio de 2014.
- ANGELI, C. A.; EDGERTON, V. R.; GERASIMENKO, Y. P.; HARKEMA, S. J. Altering spinal cord excitability enables voluntary movements after chronic complete paralysis in humans. 2014.
- BIZZI, J. W. J.; MACHADO, A. Mielomeningocele: conceitos básicos e avanços recentes. 2012. J. Bras. Neurocirurgia. 23(2), 138-151.
- BOHÓRQUEZ, I. J. R.; SOUZA, M. N.; PINO, A. V. Influence of functional electrical stimulation parameters in quadriceps concentric contraction. 2013. Disponível em <<http://rbeb.org.br/articles/view/id/51deaa515ce02a6061000002>>. Acesso em: maio de 2014.
- CARVALHO, D. C.; GARLIPP, C. R.; BOTTINI, P. V.; AFAZ, S. H.; MODA, M. A.; CLIQUET JR, A. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. Outubro de 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17053843>>. Acesso em: julho de 2013.
- CARVALHO, D. C.; MARTINS, C. L.; CARDOSO, S. D.; CLIQUET JR, A. Improvement of metabolic and cardiorespiratory responses through treadmill gait training with neuromuscular electrical stimulation in quadriplegic subjects. Janeiro de 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16409398>>. Acesso em: julho de 2013.
- COLMAN, D. L.. Desenvolvimento de um Estimulador Elétrico Neuromuscular Microcontrolado para o Controle da Marcha de Pacientes Paraplégicos. São Carlos: Universidade de São Paulo. 2007.
- COLOMBO, G., JOERG, M., DIETZ, V.. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. Journal of Rehabilitation research and development. 2000.
- COLOMBO, WIRZ, DIETZ. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. 2001. Spinal Cord.
- DE LISA, J; Gait Analysis In The Science Of Rehabilitation. 1998. Darby: Diane Publishing, ISBN 0756700213

DE LISA, J.A Tratado de Medicina de Reabilitação: Princípios e Práticas. 2002. 3 ed, vol 2, São Paulo.

DIETZ, V., COLOMBO, G., et al. Locomotor activity in spinal man. 1994. Lancet, v.344, n.8932, p.1260-1263.

DIETZ, V., HARKEMA, S. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. 2004 Journal of Applied Physiology, 96.

DIETZ, V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. 2009. Brain Res Bull, v.78, n1, pI,VI.

DITUNNO, J., SCIVOLETTO, G. Clinical relevance of gait research applied to clinical trials in spinal cord injury. 2009. Brain Res Bull, v.78, n.1, p.35-42.

DUYSENS, J., PEARSON, K.G. Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in walking cats. 1980. Brain Res, v.187, n.2, p321-332.

FARIA, F. Lesões Vertebro-Medulares – A perspectiva de reabilitação. 2006. Revista Portuguesa de Pneumologia, XII (1), 45-53.

FERNANDES, C. I. Reaprendizagem Motora e Fisioterapia Neurológica. Porto: Universidade Fernando Pessoa. 2012.

FREIRE, R. G. G. Design de um Dispositivo Portátil de Avaliação da Locomoção Humana. 2008. Tese (Mestrado). Universidade de Porto.

GIMENEZ, M. M.; FONTES, S. V.; FUKUJIMA, M. M. Procedimentos fisioterapêuticos para disfunção vésico-esfincteriana de pacientes com traumatismo raquimedular. 2005. Revista Neurociências. 13 (1).

HESSE, S., HELM, B. Treadmill training with partial body weight support: Influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. 1997. J Neurol Rehabil, v.11, n.1, p.15-20.

HESSE, S., WERNER, C. Connecting research to the needs of patients and clinicians. 2009. Brain Res Bull, v.78, n1, p26-34.

KUO, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. Human Movement Science , 26 (4), 617-656.

LAM, T., WOLFE, D.L. Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence: Lower Limb Rehabilitation Following Spinal Cord Injury. 2005.

LEI DA REABILITAÇÃO. Rehabilitation Engineering – Assistivetech. 1973. Disponível em:

<http://atwiki.assistivetech.net/index.php/Rehabilitation_engineering>. Acessado em: maio de 2014.

- LOVELY, R. G., GREGOR, R. J. et al. Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. 1986. *Exp Neurol*, v.92, n.2, p.421-435.
- MARSOLAIS, E.B.; KOBETIC, R. Implantation techniques and experience with percutaneous intramuscular electrodes in the lower extremities. 1986. *J Rehabil Res Dev*, v.23, n.3, p.1-8.
- MAYNARD, F. M., BRACKEN, M. B. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. 1997. *American Spinal Injury Association. Spinal Cord*, v.35, n.5, p.266-274.
- MENDES, C. M. Treino de marcha suspensa robotizada (Lokomat) em pacientes com lesão vertebro-medular incompleta. 2011. Disponível em: <http://bdigital.ufp.pt/bitstream/10284/2497/4/T_18626.pdf>. Acesso em: julho de 2013.
- NETTER, F. Atlas de Anatomia Humana. 2000. 2ed. Porto Alegre
- NEUMANN, D.A. Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético. 2010. 2 ed, Capítulo 15.
- OLSON, T. A.D.A.M – Atlas de anatomia humana. 1997
- O'SULLIVAN, S.B., SCHIMITZ, T.J. Fisioterapia Avaliação e Tratamento. 2004. 4 ed, São Paulo.
- PERRY, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. 1992
- RICHARDSON, E., RICHARDS, S., BOYER, B. Spinal Cord Injury. *Comprehensive Book of clinical healthy psychology*. 2007. Capítulo 10.
- SANTOS, P.A.L.C. Efeito do sistema de marcha suspensa robotizada (Lokomat) na marcha de pacientes com lesão vertebro-medular incompleta. 2009. Porto.
- SAUNDERS, J. B. M., INMAN, V. T.; EBERHART, H. D. The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. 1953. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 35-A. Nº 3, pag.543-558.
- SEELEY, R., Stephens, T.D. Anatomia e Fisiologia. 1997. Lisboa.
- SIMÕES, C. Paraplegia: Prevalência, Etiologia e Processo de Reabilitação. 2008. Tese de mestrado em Educação para a Saúde apresentada à Universidade do Minho.
- SUFAN, W.; YOSHIHISA, S.; YOKO, E.; TORU, N.; HONGLIANG, B.; MASAOKI, K.; KAZUYA, K.; MASAYOSHI, O.; HIROTOMI, C.; CHIZUKA, I. Bone marrow stromal cells enhance differentiation of cocultures neurosphere cells and promote regeneration of injured spinal cord. 2003. *Journal of Neuroscience Research*. pp. 343-351

TSUTSUMI, O.; CRUZ, V. S.; CHIARELLO, B.; JÚNIOR, D. B.; ALOUCHE, S. R. Os benefícios da natação adaptada em indivíduos com lesões neurológicas. 2004. Revista Neurociências. 12 (2).

VIEIRA, R., OLIVEIRA, R., BARROS, C., & CAIXETA, L. (20 de October de 2010). Treino Locomotor com Suporte de Peso Corporal na Lesão Medular Incompleta. Revista Neurociências , pp. 702-710.

WINCHESTER, P., TANSEY, K. Changes in Supraspinal Activation following Robotic Locomotor Therapy in Motor Incomplete Spinal Cord Injury. 2005. Neurorehabil Neural Repair.

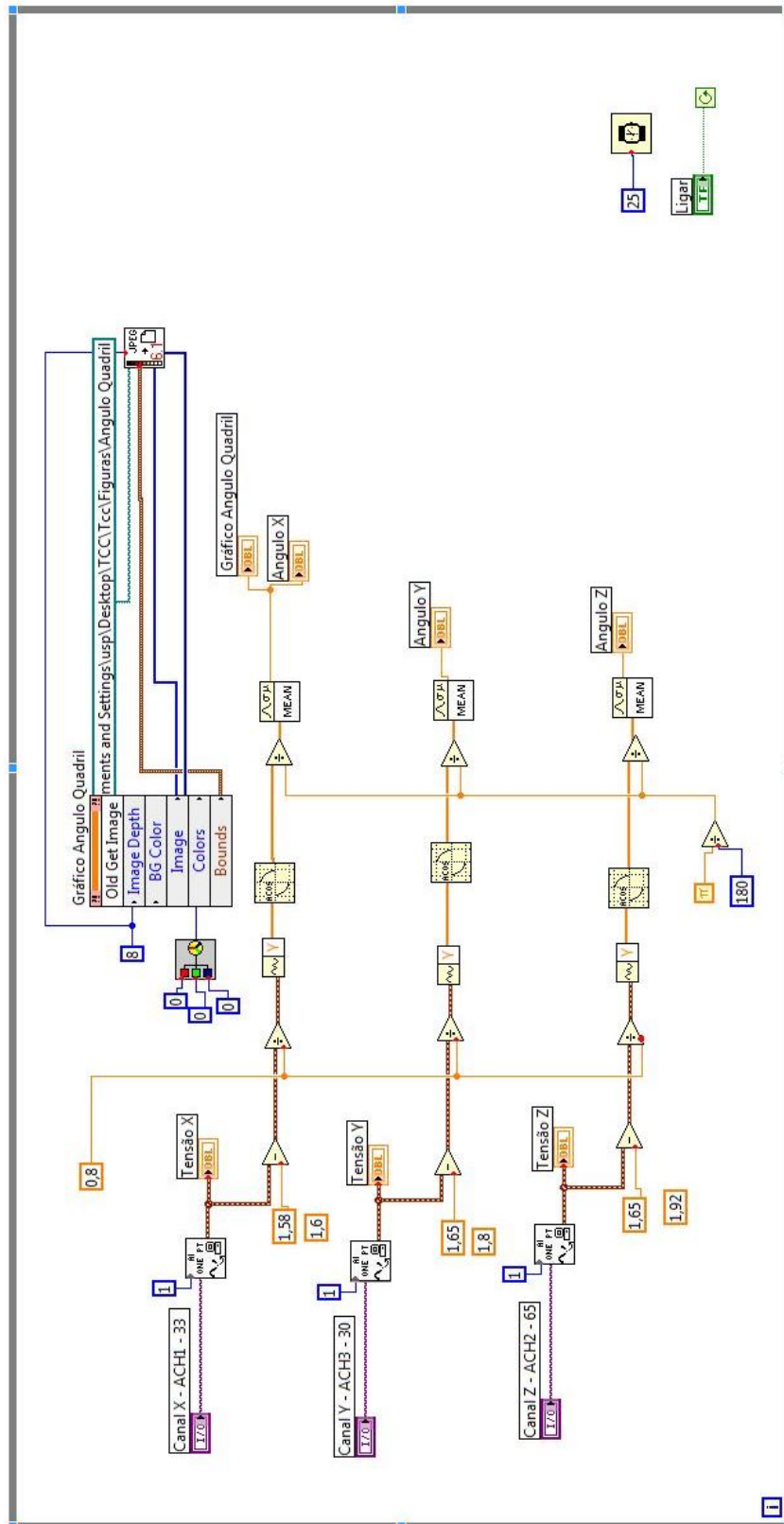
WIRZ, M.; ZEMON, D. H.; RUPP, R.; SCHEEL, A.; COLOMBO, G.; DIETZ, V.; HORNBY, T. G. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. 2005. Arch Phys Med Rehabil. 86 pp. 672–680.7

WIRZ, M., DIETZ. Effectiveness of Automated Locomotor Training in Patients with chronic incomplete spinal cord injury. 2005. A Multicenter Trial.

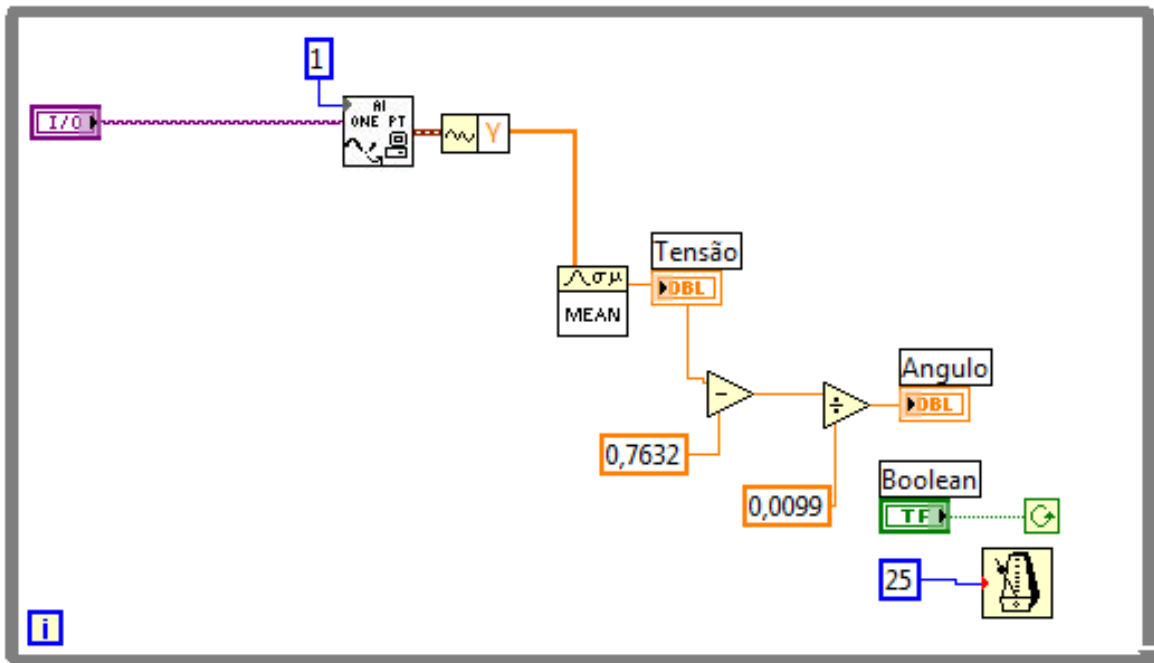
WOODBURN, J., HELIWELL, P.S. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. 1996. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11415636>>. Acesso em: maio de 2014.

APÊNDICE

Apêndice 1



Apêndice 1 - Sensor do Quadril



Apêndice 1 - Sensor do Joelho

Apêndice 2 – Programa para o PIC18F2550 no módulo de Transmissão

```

    valor_adc[5] = read_adc();
set_adc_channel(9);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[6] = read_adc();
set_adc_channel(10);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[7] = read_adc();
delay_us(tempo_leitura);
}

```

```

void envia() // tempo de ~10ms para completar o envio de todos os pacotes
{
output_high(rs232);
unsigned int8 i = 0;
while( i<=7 )
{
putc(valor_adc[i]);
}
}

```

```

delay_us(tempo_entre_envio); // 1 ms
i++;
}
output_low(rs232);
}

void sincronizacao() // tempo de ~5,5ms para completar o envio de todos os pacotes
{
delay_ms(1);
putc(80);
delay_ms(1);
putc(150);
delay_ms(1);
putc(200);
delay_ms(2);
}

void leitura() // tempo de leitura total ~500us
{
set_adc_channel(0);
delay_us(tempo_leitura); //Delay 12us
valor_adc[0] = read_adc();
set_adc_channel(1);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[1] = read_adc();;
set_adc_channel(2);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[2] = read_adc();
set_adc_channel(3);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[3] = read_adc();
set_adc_channel(4);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[4] = read_adc();
set_adc_channel(8);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[5] = read_adc();
set_adc_channel(9);
}

```



```

delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[6] = read_adc();
set_adc_channel(10);
delay_us(tempo_leitura);
valor_adc[7] = read_adc();
delay_us(tempo_leitura);
}

```

```

void envia() // tempo de ~10ms para completar o envio de todos os pacotes
{
output_high(rs232);
unsigned int8 i = 0;
while( i<=7 )
{
putc(valor_adc[i]);
delay_us(tempo_entre_envio); // 1 ms
i++;
}
output_low(rs232);
}

```

```

void sincronizacao() // tempo de ~6ms para completar o envio de todos os pacotes
{
delay_ms(1);
putc(80);
delay_ms(1);
putc(150);
delay_ms(1);
putc(200);
delay_ms(2);
}

```

Apêndice 3 – Programa para o PIC18F2550 no módulo de recepção

```
#include <18f2550.h>
#fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP
#use delay(clock=2000000)
#use rs232(baud=38400,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7)
#use spi(DO = PIN_B0,DI = PIN_B1,CLK = PIN_B2,baud = 312500,BITS = 8,stream =
SPI_PORT0, MODE=0)

unsigned int8 valor_lido[8];
unsigned int8 canal[8] = {0x01,0x03,0x05,0x07,0x09,0x0B,0x0D,0x0F};
unsigned int8 i = 0;
unsigned int8 buffer_rs232;
unsigned int8 count_sincronizando = 0;

int1 envia = 0;
int1 sincronizado = 0;

#define status PIN_A2
#define rs232 PIN_A1
#define spi PIN_A0
#define load PIN_A5
#define ldac PIN_A4

#define tempo_envio 10 // tempo entre envio e load (uS)

void atualiza_dac();

#INT_RDA
void rda_isr() // aproximadamente 220us de recebimento + ~20us de instrucoes no max ( 91
instrucoes no total ), por canal lido
{
    buffer_rs232 = getc();
    output_high(rs232);
    disable_interrupts(INT_RDA);
    disable_interrupts(GLOBAL);
    if(sincronizado == 1)
```

```

{
  disable_interrupts(INT_RDA);
  disable_interrupts(GLOBAL);
  valor_lido[i] = buffer_rs232;
  i++;
  enable_interrupts(INT_RDA);
  enable_interrupts(GLOBAL);
  if(i == 8)
  {
    envia = 1;
  }
  return;
}
if(sincronizado == 0)
{
  if(count_sincronizando == 0)
  {
    if(buffer_rs232 >= 75 && buffer_rs232 <= 85)
    {
      count_sincronizando = 1;
    }
    else
    {
      count_sincronizando = 0;
    }
    enable_interrupts(INT_RDA);
    enable_interrupts(GLOBAL);
    return;
  }
  if(count_sincronizando == 1)
  {
    if(buffer_rs232 >= 145 && buffer_rs232 <= 155)
    {
      count_sincronizando = 2;
    }
    else
    {

```

```

    count_sincronizando = 0;
}
enable_interrupts(INT_RDA);
enable_interrupts(GLOBAL);
return;
}
if(count_sincronizando == 2)
{
    if(buffer_rs232 >= 195 && buffer_rs232 <= 205)
    {
        count_sincronizando = 0;
        sincronizado = 1;
        i = 0;
    }
    else
    {
        count_sincronizando = 0;
    }
    enable_interrupts(INT_RDA);
    enable_interrupts(GLOBAL);
    return;
}
}
enable_interrupts(INT_RDA);
enable_interrupts(GLOBAL);
}

void main()
{
    enable_interrupts(GLOBAL);
    enable_interrupts(INT_RDA);
    delay_ms(100);
    output_high(status);
    output_low(ldac); // Modo de atualização instantanea individual
    i = 0;
    while(1)
    {

```

```

output_low(rs232);
if( i == 8 ) // o tempo para envio total e de ~ 1ms
{
    delay_us(500);
    sincronizado = 0;
    i = 0;
    output_high(spi);
    disable_interrupts(INT_RDA);
    disable_interrupts(GLOBAL);
    while( i<=7 ) // cada ciclo desse while leva ~ 90uS com baud 312500
    {
        spi_xfer(SPI_PORT0, canal[i]);
        delay_us(tempo_envio);
        spi_xfer(SPI_PORT0, valor_lido[i]);
        delay_us(tempo_envio);
        output_low(load);
        delay_us(tempo_envio);
        output_high(load);
        delay_us(tempo_envio);
        i++;
    }
    output_low(spi);
    enable_interrupts(GLOBAL);
    enable_interrupts(INT_RDA);
    i = 0;
}
}
}

```