



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Marla Souza Freitas

**Sistema para Monitoração da Postura Sentada utilizando
Plataforma de Forças e Acelerômetros**

UBERLÂNDIA - MINAS GERAIS

2014

Marla Souza Freitas

**Sistema para Monitoração da Postura Sentada utilizando
Plataforma de Forças e Acelerômetros**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

UBERLÂNDIA - MINAS GERAIS

2014

Marla Souza Freitas

**Sistema para Monitoração da Postura Sentada utilizando
Plataforma de Forças e Acelerômetros**

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Ciências e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

Marla Souza Freitas

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Orientador

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade

Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Gilmar da Cunha Sousa

Universidade Federal de Uberlândia

Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes

Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Uberlândia, Julho de 2014

Resumo

O objetivo deste trabalho foi desenvolver o protótipo de um sistema de monitoração da postura na posição sentada mantida ao longo do dia, por meio da implementação de uma plataforma de forças acoplada sob os pés de uma cadeira e da utilização de acelerômetros. Para monitorar o deslocamento do Centro de Pressão (COP) foi desenvolvida uma plataforma de forças retangular e utilizado três acelerômetros do kit de desenvolvimento cinemático do fabricante *Shimmer Research* para verificar as mudanças na curvatura da coluna vertebral nas regiões torácica e lombar. Os dados foram adquiridos e armazenados por um software desenvolvido em visual studio C#. Para validação do sistema foram realizados testes básicos da plataforma de forças e dos acelerômetros como repetibilidade e frequência natural, além de um piloto do protocolo de coleta, monitorando por três vezes, dois voluntários sentados no protótipo por 30 minutos com intervalos de 30 minutos. Os resultados obtidos com voluntários foram semelhantes aos obtidos em outros estudos, sendo possível verificar o aumento de movimentação na cadeira, e o aumento da sensação de desconforto.

Palavras-chaves: Postura Sentada, Plataforma de Forças, Acelerômetro.

Abstract

The aim of this study was to develop a prototype monitoring system posture sitting position was maintained throughout the day, through the implementation of a platform force attached under the legs of a chair and the use of accelerometers. To monitor the displacement of COP has been developed a rectangular platform force and used three accelerometers of the kinematic development kit in the manufacturer shimmer Research to verify the changes in curvature of the spine in the thoracic and lumbar regions. Data were acquisitioned and stored by software developed in visual studio C#. To validate the system basic tests of force platform and accelerometers were performed as repeatability and natural frequency, beyond a pilot collect protocol, monitoring three times, two volunteers sitting on the prototype for 30 minutes with 30 minute intervals. The results obtained from volunteers were similar to those obtained in other studies, it is possible to check the increase of handling the chair, and increased sense of discomfort.

Keywords: Sitting Posture, Force Platform, Accelerometer.

Aos meus amados pais, Maria José e Waltair.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus, por nunca ter me abandonado nos momentos difíceis e por me permitir chegar até aqui;

Ao meu orientador, Prof.Dr. Adriano Alves Pereira e ao meu e co-orientador Prof. Dr. Fábio Vince que, com constante estímulo e dedicação, fizeram com que a elaboração deste trabalho se tornasse um caminho prazeroso de obtenção de novos conhecimentos.

Aos funcionários do departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, que sempre me receberam com carinho e disposição;

Aos meus pais, que sempre revestiram minha existência de amor, carinho e dedicação. Abriram a porta do meu futuro, iluminando meu caminho com a luz mais brilhante que puderam encontrar: o estudo. Obrigada por serem o maior exemplo de luta, de amor, de confiança e de carinho;

A todos os meus colegas do laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, em especial Dhainner, Mariana, Angela, Rafael Branquinho e Lucas por me proporcionarem um maravilhoso ambiente de trabalho e por todo o apoio durante este período de convivência. Guardo com carinho ótimas recordações de todos vocês.

A todos que colaboraram de forma direta ou indireta na elaboração deste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelo apoio financeiro.

“Se vi mais longe foi por estar sobre os ombros de gigantes.”

Isaac Newton

Sumário

RESUMO	I
ABSTRACT	II
SUMÁRIO	VI
LISTA DE FIGURAS	IX
LISTA DE TABELAS	XI
LISTA DE SIGLAS	XII
INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA	1
1.1 OBJETIVO PRINCIPAL.....	4
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
1.3 ORGANIZAÇÃO DESTA DISSERTAÇÃO	6
ESTADO DA ARTE	7
2.1 O QUE É A POSTURA	7
2.2 POSTURA SENTADA	8
2.3 DESCONFORTO	10
2.4 FERRAMENTAS PARA ANÁLISE DA POSTURA SENTADA	11
2.4.1 <i>Acelerômetro</i>	12
2.4.2 <i>Câmeras de vídeo</i>	13
2.4.3 <i>Fotogrametria Digital</i>	14
2.4.4 <i>Mapa de pressão</i>	14
2.4.5 <i>Plataforma de forças</i>	15
2.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	17
PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA DE FORÇAS	18

3.1.	SUPERFÍCIES DA PLATAFORMA	18
3.2.	CÉLULAS DE CARGA.....	19
3.3.	CONDICIONAMENTO E AQUISIÇÃO DE SINAIS	21
3.3.1.	<i>Fonte de alimentação principal</i>	22
3.3.1.1.	<i>Fonte de alimentação secundária</i>	22
3.3.2.	<i>1º Estágio de Amplificação</i>	23
3.3.3.	<i>Filtro Passa-Baixa</i>	24
3.3.4.	<i>2º Estágio de Amplificação</i>	24
3.3.4.1.	<i>Comunicação SPI do MCP6S21</i>	25
3.3.5.	<i>Microcontrolador ARM7</i>	27
3.4.	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	31
KIT DE DESENVOLVIMENTO CINEMÁTICO - ACELERÔMETROS.....		32
4.1.	VISÃO GERAL DO KIT	32
4.2.	<i>BOILERPLATE</i> E <i>SHIMMERCONNECT</i>	33
4.3.	CALIBRAÇÃO DAS UNIDADES 9DOF.....	35
4.4.	CÁLCULO DOS ÂNGULOS.....	37
4.5.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	38
PROJETO E DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE.....		39
5.1.	VISÃO GERAL DO SOFTWARE.....	39
5.2.	ARMAZENAMENTO DAS INFORMAÇÕES	44
5.3.	AQUISIÇÃO DE DADOS.....	46
5.4.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	47
MATERIAIS E MÉTODOS		48
6.1.	PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	48
6.2.	MONTAGEM DO CONJUNTO CADEIRA-PLATAFORMA DE FORÇAS	49
6.3.	POSICIONAMENTO DAS UNIDADES 9DOF	49
6.4.	SELEÇÃO DE VOLUNTÁRIOS.....	50
6.5.	PILOTO DO PROTOCOLO DE COLETA	50
6.6.	PROCESSAMENTO DOS DADOS	52

6.7.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
RESULTADOS E DISCUSSÕES		54
7.1.	TESTES DA PLATAFORMA DE FORÇAS.....	54
7.2.	VALIDAÇÃO DAS UNIDADES 9DOFs	56
7.3.	RESULTADOS COM VOLUNTÁRIOS.....	59
7.4.	DISCUSSÃO	66
7.5.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	68
CONCLUSÕES		69
8.1.	CONCLUSÕES.....	69
8.2.	TRABALHOS FUTUROS.....	69
REFERÊNCIAS		71
ANEXOS.....		75

Lista de Figuras

FIGURA 1: DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DESENVOLVIDO.....	5
FIGURA 2: ACELERÔMETRO TRI-AXIAL	12
FIGURA 3: CÂMERAS DE VÍDEO.	13
FIGURA 4: AVALIAÇÃO POR FOTOGRAMETRIA.	14
FIGURA 5: MAPA DE PRESSÃO.	15
FIGURA 6: CAPTAÇÃO DA FORÇA APLICADA SOBRE A SUPERFÍCIE RÍGIDA.	16
FIGURA 7: CÉLULA DE CARGA EXTENSOMÉTRICA TIPO S.	16
FIGURA 8: CHAPA EM ALUMÍNIO, PARA CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇAS	19
FIGURA 9: CÉLULA DE CARGA CSAZL.....	20
FIGURA 10:DISPOSIÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA SOBRE A SUPERFÍCIE INFERIOR.....	20
FIGURA 11: DIAGRAMA DE BLOCOS DO CONDICIONAMENTO E AQUISIÇÃO DE SINAIS.	21
FIGURA 12: ESQUEMÁTICO DA PLACA DA FONTE.....	22
FIGURA 13: ADAPTAÇÃO DA PONTE DE WHEASTONE PARA OPERAÇÃO EM BAIXA TENSÃO. 23	
FIGURA 14: RESPOSTA EM FREQUÊNCIAE FASE DO FILTRO MAX 7424.	24
FIGURA 15: PLACA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS DE 1 CÉLULA DE CARGA.....	26
FIGURA 16:PLACA “MÃE” DO CONDICIONAMENTO DE SINAIS	27
FIGURA 17:PLACA DO MICROCONTROLADOR ARM	27
FIGURA 18: DIAGRAMA DE BLOCOS DO MICROCONTROLADOR.	28
FIGURA 19: DIAGRAMA DE BLOCOS DA PROGRAMAÇÃO DOS AMPLIFICADORES.....	29
FIGURA 20: DIAGRAMA DE BLOCOS DA DIGITALIZAÇÃO DOS DADOS.....	30
FIGURA 21: KIT SHIMMER.	33
FIGURA 22: BASE DE GRAVAÇÃO	34
FIGURA 23: INTERFACE PARA CALIBRAÇÃO DAS UNIDADES 9DOF.....	35
FIGURA 24: DIREÇÃO E SENTIDOS DOS EIXOS DO ACELERÔMETRO.....	36
FIGURA 25: CÁLCULO DA VARIAÇÃO ANGULAR DO TRONCO.....	38
FIGURA 26: DIAGRAMA DE BLOCOS DO SOFTWARE.	40
FIGURA 27: TELA DO SOFTWARE “LISTA DE PACIENTES”	40
FIGURA 28: TELA DO SOFTWARE “CADASTRO DE PACIENTES”	41

FIGURA 29: TELA DO SOFTWARE “SESSÕES REALIZADAS” .	42
FIGURA 30: TELA DO SOFTWARE “CONFIGURAÇÃO” .	42
FIGURA 31: TELA DO SOFTWARE “CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇAS” .	43
FIGURA 32: TELA DO SOFTWARE “AQUISIÇÃO” .	44
FIGURA 33: DIAGRAMA DO BANCO DE DADOS.	45
FIGURA 34: DIAGRAMA DO FLUXO DE AQUISIÇÃO DE DADOS.	47
FIGURA 35: CONJUNTO CADEIRA-PLATAFORMA.	49
FIGURA 36: POSICIONAMENTO DOS SENSORES SOBRE A COLUNA DO VOLUNTÁRIO.	50
FIGURA 37: DISPOSIÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA.	52
GRÁFICO 38: RETA DE CARGA.....	55
FIGURA 39: UNIDADES 9DOF ACOPLADAS AO GONIÔMETRO.....	57
GRÁFICO 40: VARIAÇÃO ANGULAR DA COLUNA VERTEBRAL DO VOLUNTÁRIO 1.....	61
GRÁFICO41: VARIAÇÃO ANGULAR DA COLUNA VERTEBRAL DO VOLUNTÁRIO 2	62
GRÁFICO42: ESTABILOGRAMAS DO VOLUNTÁRIO 1	64
GRÁFICO43: ESTABILOGRAMAS DO VOLUNTÁRIO 2.	65
FIGURA 44:ESQUEMÁTICO DA PLACA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	76
FIGURA 45:ESQUEMÁTICO DA PLACA DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS.....	77

Lista de Tabelas

TABELA 1:DESCRIÇÃO DO AMPLIFICADOR MCP6S21.	25
TABELA 2: PADRÃO PARA ARMAZENAMENTO DE DADOS EM ARQUIVO.	46
TABELA 3: RESULTADOS DA VERIFICAÇÃO DOS ÂNGULOS CALCULADOS.	58
TABELA 4: VARIAÇÃO ANGULAR DA COLUNA VERTEBRAL DOS DOIS VOLUNTÁRIOS.	60

Lista de Siglas

A/D	Analógico/Digital
ARM	Advanced RISC Machine
BioLab	Laboratório de Engenharia Biomédica
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
COP	Centro de Pressão
CS	Chip Select
DOF	Degrees of Freedom
f_{clk}	Frequência f_{clk}
f_c	Frequência de corte
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
KGF	Kilograma-força
LASEC	Laboratório de Automação, Servomecanismo e Controle
OWAS	Ovako Working posture Assessment. System
REBA	Rapid Entire Body Assessment
RISC	Reduced Instruction Set Computer
RULA	Rapid Upper Limb Assessment
SCK	Serial Clock Input
SI	Serial Data Input
SO	Serial data output
SPI	Serial Peripheral Interface
USB	Universal Serial Bus

Introdução e Justificativa

A postura pode ser entendida como a posição relativa entre os segmentos corporais, configurada pelo arranjo das articulações, em que o estado de equilíbrio entre ossos e músculos é mantido no intuito de proteger as estruturas do corpo humano, como a coluna vertebral. Assim, o ser humano adota diversas posturas ao longo do dia, que para serem mantidas exige uma interação das funções neuromusculares e biomecânicas (Duarte, 2010; Marques, 2010; Braccialli, 2000).

Uma das posturas mais adotadas é a postura sentada, que permite ao indivíduo diminuir o gasto energético, ter maior estabilidade na realização de determinadas tarefas, e redução do esforço das articulações de membros inferiores (Huet, 2003; Ritter, 2009; Barbosa, 2009; Resende, 2006), porém quando mantida por longos períodos pode ser muito prejudicial à saúde do ser humano, provocando a sensação de desconforto e dor, podendo evoluir para dores crônicas, quando persistente por mais de 6 meses (Marques, 2010; Søndergaard, 2010; Barros, 2011).

A coluna vertebral, geralmente, é a mais afetada, pois a mesma não foi desenvolvida para permanecer muito tempo na posição sentada, realizando movimentos repetitivos e quando afetada não possui mecanismos de regeneração dos processos danificados (Braccialli, 2000; Zapater, 2004). A manutenção prolongada desta posição provoca fadiga muscular e numerosos efeitos ao longo do tempo, como

sobrecarga imposta ao aparelho respiratório, formação de edemas, varizes e afecções nas articulações. Particularmente, na coluna vertebral a posição sentada assumida por muito tempo pode causar deformações, hérnias de disco e limitação articular por artrose (Huet, 2003; Ritter, 2009; Barbosa, 2009; Resende, 2006)

Atualmente, está havendo um crescimento da adoção da posição sentada por períodos prolongados dentro dos postos de trabalho (Marques, 2010). Conseqüentemente, tem-se observado o aumento da prevalência no número de problemas musculoesqueléticos das extremidades superiores entre os funcionários de escritórios que trabalham nesta posição (Ellegast, 2012).

Em busca da redução desses problemas, alguns estudos realizaram análises quantitativas de variáveis biomecânicas, eletromiográficas e distribuição de forças para diferentes tarefas de trabalho na busca de maior precisão e confiabilidade dos resultados (Ellegast, 2012; Nag, 2008). Porém esses dispositivos de medição podem influenciar na performance da tarefa, pois o indivíduo pode se comportar de forma diferente do habitual devido a tensão de ser monitorado, aumentando o risco da atividade avaliada não representar as características do trabalho real (Vieira, 2004).

Em MCCORMICK, 2003 houve o desenvolvimento de uma cadeira de escritório instrumentada, que monitorava continuamente a ocupação do assento, uso da lombar, ângulos de inclinação do encosto e posição do apoio do braço, por meio de sensores liga-desliga. Tinha-se o intuito de medir os movimentos do usuário sem interferir na movimentação do mesmo, porém, como o sistema detectava apenas a presença ou ausência de uma pessoa, ele poderia gerar resultados errôneos ao detectar o uso das partes da cadeira, mesmo que essa estivesse sendo utilizada por uma mochila.

No intuito de corrigir as posturas sentadas, houve trabalhos que buscaram por uma intervenção ergonômica efetiva utilizando sistemas de *biofeedback* auditivo ou técnicas de estereoscopia, em que mudanças posturais acionariam a ligação de uma lâmpada. Mas houve pesquisadores que mostraram que esses sistemas de correção

poderiam afetar a eficiência do trabalho, por meio da distração do indivíduo (Park, 2011).

Para auxiliar no monitoramento da postura adequada durante as atividades diárias, houve estudos que utilizaram roupas com acelerômetros e giroscópios integrados, para monitorar alguns parâmetros cinemáticos do corpo como inclinação relativa à gravidade, aceleração linear e velocidade angular. WONG, 2008 mostrou que mudanças posturais em indivíduos normais podem ser detectadas durante atividades diárias.

ELLEGAST, 2012 realizou um estudo utilizando eletromiografia, acelerômetros, giroscópios e câmeras de vídeo para verificar a influência de 5 tipos de cadeiras na postura sentada, ao se realizar atividades laborais, durante 90 minutos. Nenhuma alteração postural significativa foi encontrada para os diferentes tipos de cadeiras, mas percebeu-se que a realização dessas atividades laborais afetava as medidas de ativação muscular, postural e cinemática.

Outras pesquisas buscaram analisar a estabilidade e o equilíbrio postural através das forças de reação do solo e da trajetória do centro de pressão (COP) obtidos por uma plataforma de força (Rossi, 2010; Nag, 2008). A análise estabilométrica da posição sentada permitiu quantificar a distribuição de forças e a transferência do peso para os diferentes componentes de uma cadeira como o assento, encosto, apoio dos braços e pés, já que a carga melhor distribuída influencia na redução do estresse das estruturas vertebrais (Vieira, 2004).

A utilização de plataforma de força e câmeras de vídeo permitiu também verificar uma relação entre a frequência de mudança da postura sentada e o desconforto. Os indivíduos foram sentados em uma plataforma de força, sem apoio para os pés, braços ou costas e assento sem estofado e tiveram a curvatura da coluna monitorada por câmeras. Verificou-se um aumento significativo no deslocamento do COP e na curvatura lombar ao longo do tempo, indicando uma relação entre a frequência de alteração da postura e o aumento do desconforto (Søndergaard, 2010).

No mercado há várias ferramentas para análise da postura como plataforma de forças, acelerômetros, giroscópios, câmeras de vídeo, sensores de pressão, em que as vantagens e desvantagens podem variar de acordo com a aplicação. Dessa forma, optou-se pelo uso da plataforma de forças e de acelerômetros para monitoração da postura na posição sentada. Porém, não foi encontrado no mercado nenhum sistema que realizasse a monitoração da postura utilizando ambas as ferramentas, concomitantemente.

Com o intuito de contribuir para o entendimento das mudanças da postura sentada ao longo do dia, propõe-se o desenvolvimento de um sistema para monitorar o deslocamento do COP e as mudanças na curvatura da coluna vertebral nas regiões torácica e lombar.

1.1 Objetivo Principal

Esta dissertação tem por objetivo desenvolver o protótipo de um sistema de monitoração da postura na posição sentada mantida ao longo do dia, por meio da implementação de uma plataforma de forças acoplada sob os pés de uma cadeira e da utilização de acelerômetros.

1.2 Objetivos Específicos

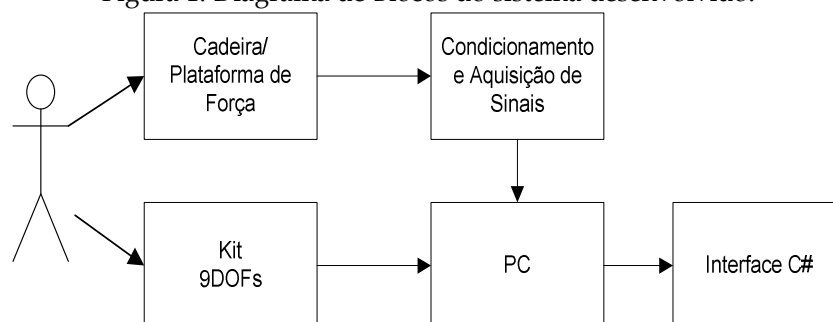
Com o propósito de alcançar o objetivo principal desta dissertação, foram estipulados objetivos específicos, listados a seguir:

- desenvolver o hardware da plataforma de forças, projetando placas de alimentação e condicionamento;

- desenvolver o sistema de aquisição da plataforma de forças, para enviar os dados da plataforma ao computador;
- desenvolver o sistema de aquisição para as unidades dos acelerômetros, para enviar os dados dos acelerômetros ao computador;
- desenvolver o software para aquisição de todos os sinais, isto é, unir os programas da plataforma de forças e dos acelerômetros em uma interface amigável, com a exibição de gráficos;
- verificar a exatidão dos algoritmos implementados;
- coletar dados de voluntários, a fim de testar o sistema desenvolvido;
- monitorar o deslocamento do COP;
- acompanhar as mudanças na curvatura da coluna vertebral nas regiões torácica e lombar.

O diagrama de blocos abaixo permite a visualização do sistema desenvolvido, em que uma plataforma de forças foi acoplada sob os pés de uma cadeira, onde o indivíduo permaneceu sentado. Os dados coletados pela plataforma de forças foram adquiridos por um sistema de condicionamento e aquisição, que envia as informações a um computador. Em paralelo, o indivíduo teve afixado sobre a sua coluna vertebral um conjunto de unidades com acelerômetros, que também envia informações ao computador. As informações recebidas no computador são monitoradas a partir de uma interface desenvolvida em C#.

Figura 1: Diagrama de Blocos do sistema desenvolvido.



Fonte: Elaborada pela autora.

1.3 Organização desta Dissertação

No Capítulo 2 é realizada a fundamentação teórica da dissertação englobando, inicialmente, o que é postura, as mudanças e os problemas em relação à postura sentada, o desconforto causado pela postura sentada e as principais ferramentas utilizadas para avaliar a postura.

No Capítulo 3 é apresentado o projeto e o desenvolvimento da plataforma de forças, citando as especificações das superfícies da plataforma e das células de carga, e também o circuito de condicionamento e aquisição de sinais.

No capítulo 4 uma visão geral do kit de desenvolvimento cinemático de acelerômetros é apresentada, englobando as características gerais, software e firmware do kit, procedimentos de calibração, e algoritmos para obter ângulos a partir de acelerometria.

No capítulo 5 é apresentada uma visão geral do software desenvolvido, além do padrão estabelecido para armazenamento das informações e aquisição dos dados.

No capítulo 6 são apresentados os materiais e métodos utilizados na pesquisa, como os procedimentos para posicionamento das unidades dos acelerômetros, procedimento para seleção dos voluntários, procedimento de coleta e o processamento dos dados.

No capítulo 7 os resultados dos testes da plataforma de forças, da validação das unidades 9DOF e das coletas com voluntários são apresentados, além de uma discussão sobre os resultados desta pesquisa.

Por fim, o Capítulo 8 apresenta as conclusões da dissertação, suas contribuições e, ainda, sugestões de possíveis trabalhos futuros.

Estado da Arte

A presente dissertação aborda a avaliação da postura na posição sentada, por meio de ferramentas como plataforma de forças e acelerometria. Dessa forma, neste Capítulo é feita uma revisão bibliográfica, em busca dos principais conceitos sobre postura, o desconforto de sentar e também as diversas ferramentas utilizadas para avaliação da postura.

2.1 O que é a Postura

As funções biomecânicas do corpo são realizadas pelo sistema musculoesquelético por meio de diversas posturas e movimentos assumidos pelo corpo, sob este aspecto a postura é o arranjo das partes do corpo para que o equilíbrio entre essas seja mantido nas posições sentada, em pé e deitada, de acordo com as leis da física (Duarte e Freitas, 2010; Marques, Hallalet al., 2010; Resende, 2006).

A manutenção do equilíbrio do corpo, isto é, o controle postural é desempenhado pelos sistemas nervoso, sensorial e motor. O sistema sensorial informa o posicionamento dos membros ao sistema nervoso central que envia

informações ao sistema motor, que realiza o controle da musculatura (Duarte e Freitas, 2010). O trabalho em conjunto desses sistemas reduz a oscilação postural e mantem a coordenação dos segmentos do corpo sem a perda do equilíbrio (Strang, Haworthet al., 2011; Duarte e Freitas, 2010).

O controle postural pode ser estudado quantitativamente e/ou qualitativamente, a partir da análise das oscilações posturais, em pessoas normais ou com deficiência, a fim de encontrar formas de melhorar o controle da postura (Duarte e Freitas, 2010;Strang, Haworthet al., 2011).

Desde 1884, a postura “ideal” é buscada a partir de revisões bibliográficas, avaliações posturais e análises eletromiográficas (Harrison, Harrisonet al., 1999). Em 2010, Marques *et al* definiu que a boa postura é aquela em que as cargas são bem distribuídas entre as estruturas do corpo, a fim de conservar a energia, porém pouco se sabe quantitativamente a forma de caracterizar a postura adequada. Já a má postura pode ser definida como aquela que causa dor e incapacidade (Resende, 2006).

2.2 Postura sentada

Com o avanço tecnológico e os postos de trabalho estarem cada vez mais informatizados, percebe-se que uma das posições mais adotadas pelas pessoas é a posição sentada. Esta posição é definida, como a posição em que maior parte da carga é distribuída nas tuberosidades isquiáticas, região glútea e coxa, além dos pés(Marques, Hallalet al., 2010)

A posição sentada oferece algumas vantagens para o ser humano, como a diminuição do gasto energético e do esforço das articulações dos membros inferiores, a redução da pressão hidrostática na circulação dos membros inferiores e uma maior estabilidade na realização de tarefas minuciosas (Huet, 2003).

Na posição sentada o corpo humano pode assumir várias posturas, de acordo com suas limitações na variação dos movimentos, na direção e resistência. Porém, algumas posturas contribuem para o desconforto e o surgimento de dores, como trabalhar sentado por longos períodos (Alnaser e Wughalter, 2009).

A permanência na posição sentada por tempo prolongado pode gerar necessidade de movimentação ao longo do dia, em pequenos intervalos. De acordo com Marques *et al*, a posição sentada não deve ser mantida por mais de 4 horas. Problemas articulares, fadiga, dores lombares, edemas, varizes, e sobrecarga do aparelho respiratório podem ser desencadeados com a manutenção da postura sentada por muito tempo (Barros, Ângelo *et al.*, 2011; Resende, 2006).

A consequência desses problemas musculoesqueléticos no mercado de trabalho é a redução da produtividade do funcionário, aumento das despesas trabalhistas com o afastamento do colaborador e despesas médicas para o tratamento da pessoa (Alnaser e Wughalter, 2009).

O item principal da posição sentada é a cadeira. Logo, busca-se pela cadeira “ideal”. Avaliações antropométricas, biomecânicas e eletromiográficas, quantificação da distribuição de forças e a transferência dessas para as partes da cadeira, avaliação de taxas de conforto e materiais de fabricação das cadeiras já foram assuntos de pesquisa na busca pela postura sentada e cadeira “ideal” (Nag, Palet *et al.*, 2008).

De acordo com RESENDE, 2006, a distribuição do peso corporal do homem na posição sentada, é de aproximadamente, 41% na parte anterior do assento, 31% na parte posterior do assento, 22% nos pés, e 4% no encosto. A maior parte do peso da pessoa é transferido para a superfície do assento, tornando a dinâmica do assento um dos itens mais estudados na cadeira (Nag, Palet *et al.*, 2008).

Atualmente, há cadeiras ergonômicas, que permitem o ajuste de altura e inclinação de assento, encosto e apoio de braços, para se adaptar a diferentes características antropométricas e a dinâmica da postura sentada, de acordo com o trabalho de cada um, e proporcionar mais conforto ao usuário (Marques, Hallalet

al.,2010). Porém, são tantos recursos que o usuário precisa ler o manual e/ou receber treinamento para utilizar todos os ajustes da cadeira. Contudo, essa variedade de recursos não impede o surgimento de problemas musculoesqueléticos, se a posição sentada for mantida por longos períodos. (Resende, 2006; Alnaser e Wughalter, 2009).

Os problemas musculoesqueléticos tem-se tornado um problema de saúde pública, devido a alta incidência de pessoas com dores lombares. Essas dores afetam homens e mulheres que trabalham diariamente na posição sentada, podendo ser consideradas como dores crônicas se persistir por mais de 6 meses. (Barros, Ângelo et al., 2011)

O estudo da posição sentada permite que a postura, movimentos repetitivos e tempo de manutenção da postura sejam estudados a fim de buscar melhoria para saúde musculoesquelética e conseqüentemente redução de gastos em saúde e melhoria da produtividade do trabalhador. Além de permitir desenvolvimento de programas de reabilitação e treinamento. (Nadeau, Desjardinet al., 2008); (Wong, Wong et al., 2007).

2.3 Desconforto

O conforto e desconforto são fatores independentes, isto é, a ausência de desconforto não implica na sensação de conforto do indivíduo. O conforto está ligado a sensação de bem estar, relaxamento, enquanto que o desconforto está ligado a fadiga, estresse e dores (Alnaser e Wughalter, 2009).

O tempo prolongado na postura sentada tem mostrado ser a principal causa de sensação de desconforto e dores nas costas, principalmente na região lombar (H.E.Søndergaard, Christiing.Olesen et al., 2010).

O desconforto de sentar é considerado dinâmico, por ser dependente do tempo, sendo que a movimentação aumenta com o aumento de tempo sentado. Há trabalho que mostra que o desconforto e os movimentos sentados aumentam linearmente com o passar do tempo, porém há outros fatores que podem interferir como as atividades, os locais de trabalho e até mesmo a satisfação com o trabalho (Anne Fenety, Putnam et al., 2000). Há estudos que relacionam a frequência de mudança da postura com o tempo em que a pessoa permanece na posição sentada.

Em 2009, Alnaser e Wughalter, avaliaram 21 cadeiras e identificaram que a sensação de desconforto está associada com a posição sentada, postura desleixada e fadiga do dia a dia do trabalho e não com o tipo de cadeira.

Em 2010, H.E.Søndergaard, Christian G.Olesen et al., realizou um trabalho de avaliação da postura sentada por longos períodos, a relação entre o desconforto e as mudanças posturais a partir da análise de variação do Centro de pressão (COP) e da curvatura lombar. A análise foi feita com uma sessão de 90 minutos, com a pessoa sentada sem apoio de costas, braços e estofado do assento. Foi verificada uma relação entre a postura sentada e o desconforto, pois a curvatura lombar e o deslocamento do COP aumentam com o passar do tempo, assim como o desconforto.

2.4 Ferramentas para análise da postura sentada

A avaliação da postura pode ser feita de forma quantitativa e/ou qualitativa. Para análises qualitativas há várias escalas de avaliação como OWAS (Sistema de análise de postura no trabalho de Ovako), RULA (Avaliação rápida dos membros superiores), REBA (Avaliação rápida do corpo inteiro). Porém, esses protocolos tem sua validade questionada, por apresentarem muitos problemas de subjetividade, exigir observadores treinados, longos períodos de análise, baixa precisão e ter muito viés de avaliador (Vieira e Kumar, 2004; Barros, Ângelo et al., 2011).

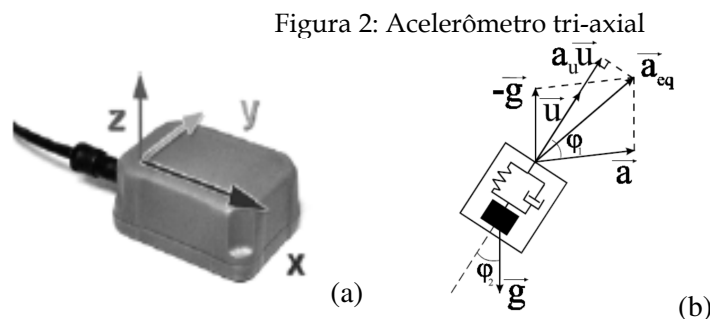
As avaliações quantitativas podem ser realizadas por vários instrumentos que fornecem mais precisão e confiabilidade, porém são mais complexos e o desempenho das tarefas podem ser influenciadas e alteradas pela presença do dispositivo de medição, descaracterizando o trabalho real da pessoa avaliada (Vieira e Kumar, 2004).

Existem diversas técnicas baseadas em análise de imagem, usando fotogrametria, câmeras, porém esses métodos exigem equipamentos de alto custo, muito processamento de dados e quantidade excessiva de equipamentos, o que dificulta a medida no dia a dia (Wong, Wong et al., 2007).

2.4.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um sensor de posição que mede a aceleração no eixo sensível, com base na segunda lei de Newton (Wong, Wong et al., 2007).

Há vários tipos de acelerômetros, como piezoelétrico, piezoresistivo e capacitivo. Os sensores capacitivos são mais estáveis, sensíveis, e apresentam melhor resolução. Em condições estáticas o acelerômetro pode ser um inclinômetro, medindo o ângulo de inclinação com referência ao eixo do campo gravitacional (Wong, Wong et al., 2007).



São vantajosos por apresentarem baixo consumo de energia, serem pequenos e permitirem sua aplicação para a avaliação em trabalhos diários (Wong, Wong *et al.*, 2007). Porém, a sensibilidade do mesmo é reduzida com a aproximação do eixo sensível a horizontal (Wong e Wong, 2008).

O acelerômetro pode ser usado para análise postural durante a realização de atividades diárias, como identificar a inclinação do tronco ou mudanças posturais na posição sentada. Tratamentos terapêuticos também podem utilizar esse sensor (Wong e Wong, 2008).

2.4.2 Câmeras de vídeo

As câmeras de vídeo são utilizadas para registrar o movimento de uma pessoa, a partir do registro de imagens de marcadores que são afixados sobre a pele e roupa da pessoa. Esses marcadores são de cores reluzentes, para serem facilmente identificados nas imagens. Após a gravação, essas imagens são analisadas por programas específicos que rastreiam a trajetória dos marcadores (Pinheiro, 2008).



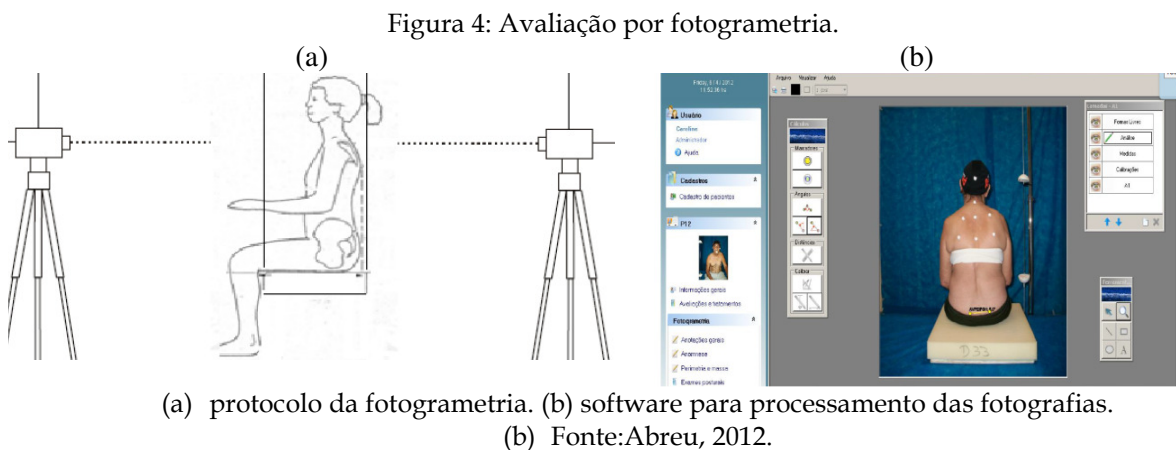
(a) Marcadores retro flexíveis. (b) Câmeras Infravermelho para registro dos movimentos.

Fonte: Pinheiro, 2008.

Porém, esses sistemas são de alto custo, exige alto processamento de dados, análises e formulações matemáticas complexas para o alcance de resultados, além da possibilidade dos marcadores não serem identificados pelas câmeras e software (Pinheiro, 2008).

2.4.3 Fotogrametria Digital

Para avaliação postural a fotogrametria digital tem sido amplamente utilizada, permite a detecção dos ângulos dos membros do corpo, verificar a simetria e assimetria corporal, como problemas de escoliose. Trata-se de uma ferramenta de baixo custo, fácil manuseio e análise. Porém, exige uma série de cuidados como a padronização da distância entre máquina e indivíduo, o ambiente deve ser bem iluminado para a captura das fotos, deve-se evitar o uso de zoom, é necessário o uso de marcadores e marcação do posicionamento desses marcadores, esta técnica exige o uso de software de processamento das imagens (Abreu, 2012).



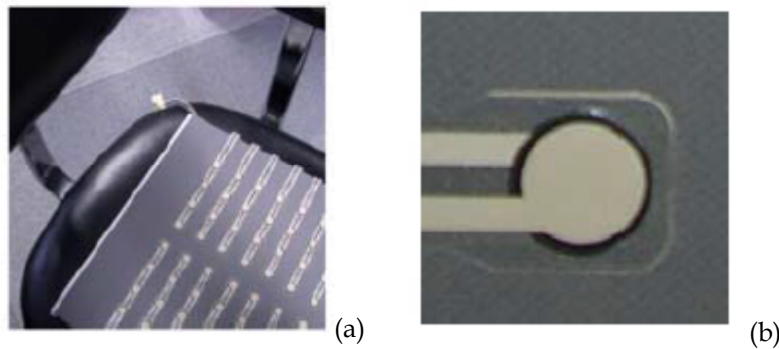
2.4.4 Mapa de pressão

Os sensores de pressão são utilizados para medir a força de pressão detectada, quando o usuário senta em uma cadeira por exemplo. Para isso, são utilizados vários

sensores de pressão de forma a montar um mapa de sensores (Kamiya, Kudo *et al.*, 2008).

A dimensão do sensor e a resolução espacial do mesmo, que se trata da quantidade de sensores por unidade de área, afeta a medição da área de contato, a força vertical e COP. Os sensores que possuem maior resolução espacial e baixo limiar de pressão são recomendados para parâmetros mais acurados (Rossi, Patanè *et al.*, 2010).

Figura 5: Mapa de pressão.



(a) Mapa de sensores de pressão sobre assento de uma cadeira. (b) sensor de pressão.

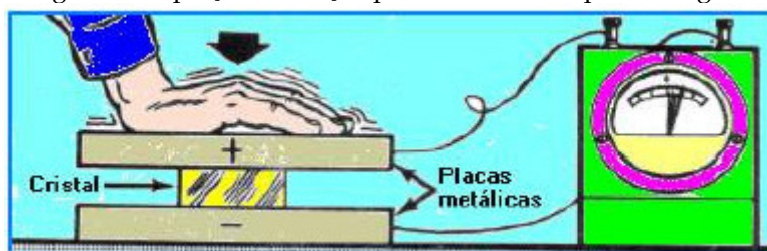
Fonte: Kamiya, Kudo *et al.* 2008.

É muito utilizada em avaliações de usuários de cadeiras de rodas, pois é de fácil colocação sobre o assento da cadeira de rodas, fornece medidas precisas. Porém, tem limitação de sensibilidade e saturação dos sensores (Lacoste, Therrien *et al.*, 2006).

2.4.5 Plataforma de forças

Plataformas de forças são constituídas por 2 placas rígidas que acoplam elementos sensíveis, chamados de células de carga. Assim, a força exercida sobre uma das placas é transmitida aos transdutores, que transformam a força recebida em tensão elétrica (Barela e Duarte, 2011).

Figura 6: Captação da força aplicada sobre a superfície rígida.



Fonte: (Urquiza, 2005)

Figura 7: Célula de carga extensométrica tipo S.



Fonte: Sítio da MkControle (URL 1).

As plataformas de força podem ser construídas com um único sensor no seu centro, com 3 sensores em suas extremidades, formando um triângulo ou com 4 sensores nas extremidades, sendo retangular (Barela e Duarte, 2011). O elemento sensível pode ser piezoelétrico ou extensométrico (Urquiza, 2005).

Podem ser utilizadas nas áreas ortopédicas, neurológicas, esportes e ergonomia. Porém o tamanho, peso e o alto custo são desvantagens de utilização de plataformas de forças. Para verificar os dados fornecidos pela plataforma é necessário um software que capta as informações e realiza a análise de distribuição de força, tempo e oscilação postural (Urquiza, 2005).

A acurácia da plataforma de força é afetada principalmente por erros sistemáticos, ruídos de baixa frequência e flutuações (*drift*) da unidade de

condicionamento do sinal (Rossi, Patanè *et al.*, 2010; Quagliarella, 2008). A relação entre o nível de força e a tensão elétrica é linear.

2.5 Considerações finais

Com a revisão bibliográfica, pode-se perceber que há vários trabalhos de análise postural, também na posição sentada, utilizando diversas ferramentas, no intuito de encontrar a cadeira ideal ou a que cause menos desconforto ao usuário.

Diante da variedade de ferramentas de análise com suas vantagens e desvantagens, optou-se por desenvolver um sistema que monitore a postura sentada ao longo do tempo, implementando uma plataforma de forças e um kit de desenvolvimento cinemático com 3 Acelerômetros triaxial.

Projeto e Desenvolvimento da Plataforma de Forças

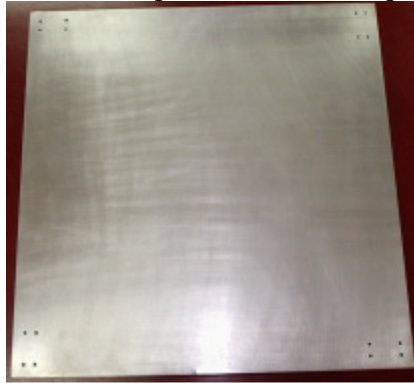
Este capítulo se dedica ao desenvolvimento da plataforma de forças, em que se discute as superfícies da plataforma, células de carga, condicionamento de sinais, aquisição do sinal e calibração das células de carga.

3.1. Superfícies da Plataforma

De acordo com a proposta do projeto, em que uma cadeira deve ser posicionada sobre a plataforma de forças, decidiu-se por desenvolver uma plataforma de forças em formato de quadrado.

Verificando as especificações necessárias das superfícies, optou-se por utilizar duas chapas metálicas fabricadas em alumínio 502F, com dimensões 50x50x15 cm cada. Essas chapas foram fabricadas para o projeto “Desenvolvimento de uma plataforma de forças multiaxial para instrumentação biomédica” (Urquiza, 2005).

Figura 8: Chapa em alumínio, para construção da plataforma de forças



Fonte: Urquiza 2005.

A superfície superior da plataforma tem a função de transmitir o esforço sofrido às células de carga, que por sua vez converte a força sofrida em tensão elétrica. Já a superfície inferior tem o papel de apoio e fixação das células de carga.

3.2. Células de Carga

Na plataforma de forças foram utilizadas quatro células de carga da marca MK Controle e Instrumentação, modelo CSAZL de 100 kg cada (Figura 9), que permite o trabalho na direção vertical no sentido de tração e compressão.

As células de carga foram dispostas, conforme a (Figura 10), para o eixo X e o eixo Y ficarem perpendiculares ao movimento e o eixo Z ficar paralelo ao movimento e a força da gravidade. Como as células de carga são uniaxiais foi obtido apenas um valor de tensão, referente aos esforços de compressão na direção vertical.

Figura 9: Célula de carga CSAZL.



(a)

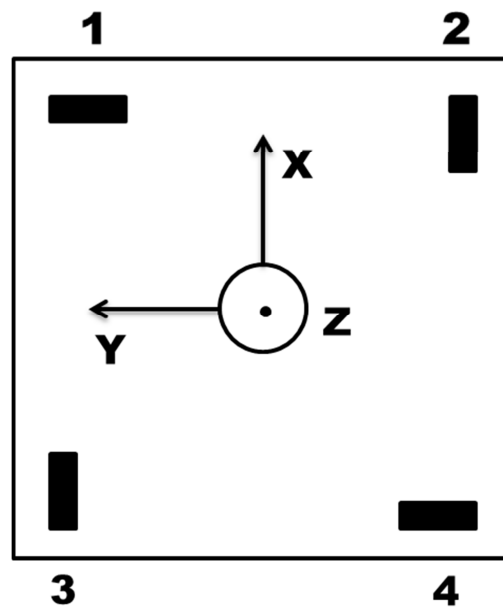
CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	UNIDADES
Capacidade	5, 10, 20, 50, 100, 200 e 500 kgf
Sensibilidade Nominal	$2 \pm 0,02$ mv/V
Balanco de Zero	± 1 % FS
Repetibilidade	FS 0,02%
Erro de Fluência (20 minutos)	FS 0,03%
Efeito da Temperatura no Zero	0,03% FS/10 °C
Efeito da Temp. na Sensibilidade	0,02% FS/10 °C
Temperatura de Operação	-20 ~ 55 °C
Compensação de Temperatura	-10 ~ 40 °C
Impedância de Entrada (25°C)	$350 \pm 5\Omega$
Impedância de Saída (25°C)	$350 \pm 3\Omega$
Resistência de Isolação	$\geq 5000M\Omega$ (100VDC)
Tensão de Excitação	9 ~ 12VDC
Tensão de Excitação Máxima	FS 0,03%
Não-linearidade	FS 0,03%
Histerese	2 metros
Creep	FS/10min 0,03%
Sobrecarga admissível	150%
Sobrecarga de ruptura	200%
Grau de Proteção	IP66
Material	Liga de alumínio
Cabo Blindado de 4 vias	5 metros

(b)

(a) Formato da célula de carga; (b) Características técnicas da célula de carga.

Fonte: Sitio da Mk Controle (URL 1).

Figura 10: Disposição das células de carga sobre a superfície inferior.



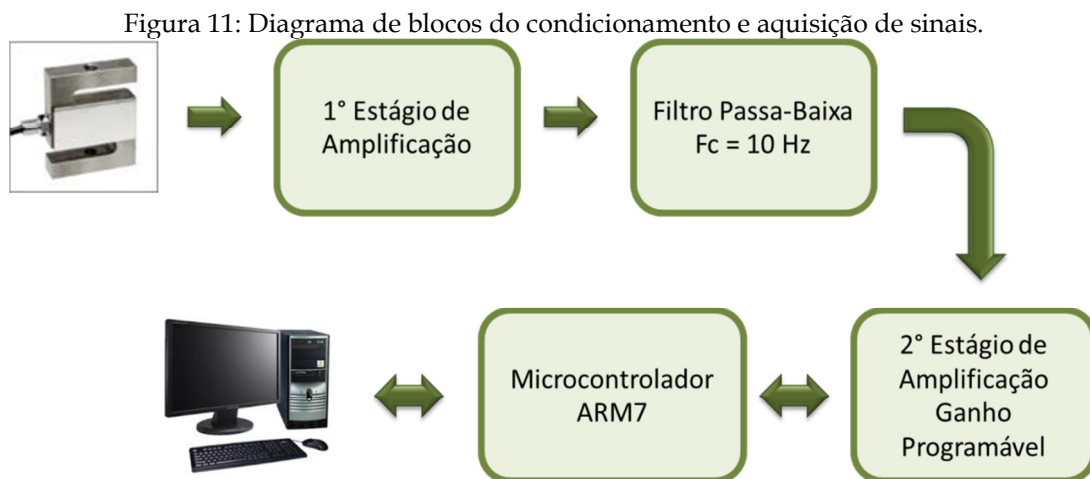
Fonte: Elaborada pela autora

3.3. Condicionamento e aquisição de sinais

Verificando as características técnicas das células de carga, principalmente a sensibilidade nominal de 2mV/V , foi constatada a necessidade de desenvolver um sistema para alimentar e condicionar os sinais das células de carga.

O sistema de condicionamento de sinais foi projetado com 4 placas de condicionamento iguais, sendo uma placa para cada célula de carga, com a função de alimentar o elemento sensível e condicionar os sinais em amplitude e frequência, conforme Figura 15. Além de uma placa "mãe", que tinha a função de acomodar as 4 placas de condicionamento, enviar e receber todos os sinais do microcontrolador, e receber a alimentação de 5 volts da fonte de alimentação principal, conforme Figura 16.

O sistema de condicionamento e aquisição dos sinais foi dividido em alguns estágios, como pode ser visualizado pela (Figura 11) abaixo.

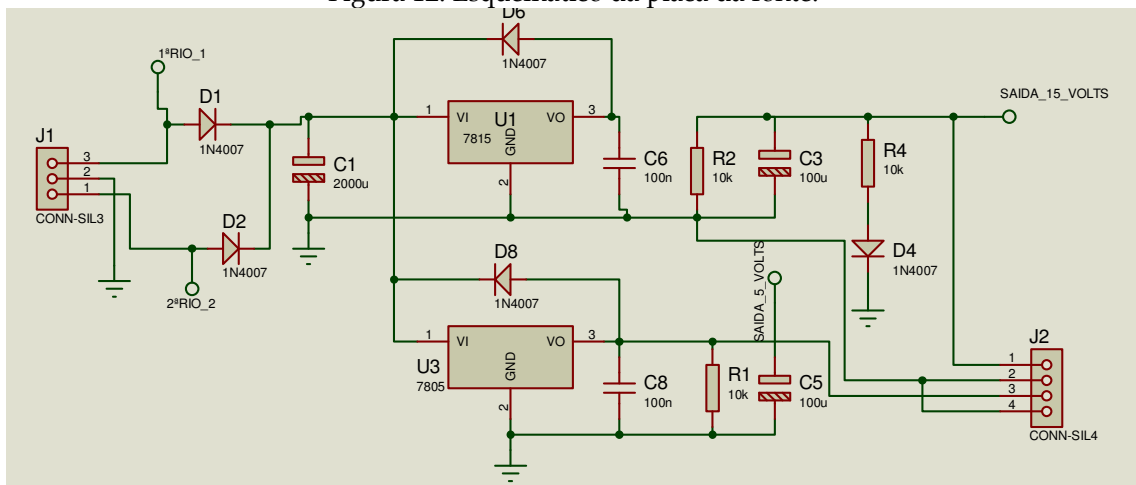


Fonte: Elaborada pela autora.

3.3.1. Fonte de alimentação principal

A fonte de alimentação do circuito foi desenvolvida para energizar o módulo da plataforma de forças com 127 VAC ou 220 VAC e essa tensão ser reajustada para 5VDC e 15 VDC. A tensão de 5V foi utilizada pelas placas de condicionamento do sistema. Já a tensão de 15V não foi utilizada.

Figura 12: Esquemático da placa da fonte.



Fonte: Elaborada pela autora.

3.3.1.1. Fonte de alimentação secundária

A tensão de 5 V foi reajustada em cada placa de condicionamento para 3,3 V, pelo regulador de tensão LM1117-3.3V, para alimentar toda a placa de condicionamento e a célula de carga. Esse nível de tensão foi escolhido como padrão para todo o sistema, por motivos de segurança, visto que é a tensão máxima suportada pelas portas do microcontrolador. Foi verificada a possibilidade de trabalhar com níveis de tensão acima de 3,3V, porém seria um projeto mais caro, trabalhoso e desnecessário. A tensão de referência para o condicionamento de sinais de 1,8 V foi obtida pelo regulador LM1117-1.8V, a partir da fonte de 5 V.

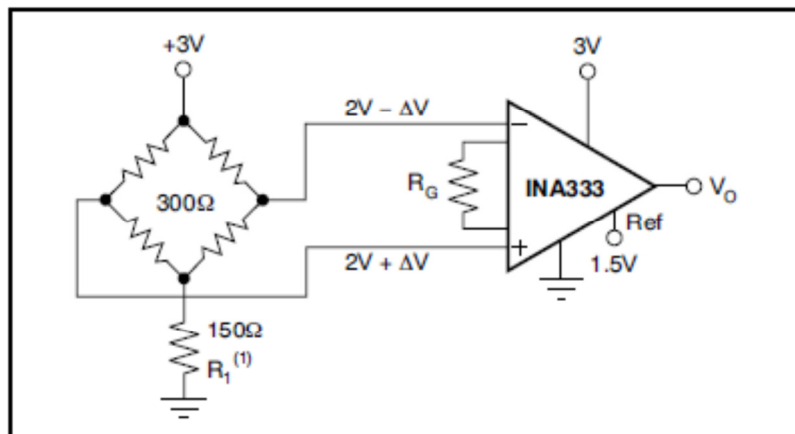
Vale ressaltar que as 4 células de cargas tiveram suas retas de carga montadas para averiguar se o comportamento do elemento sensível seria diferente para a

tensão de alimentação de 3,3V, já que a tensão recomendada pelo fabricante é de 9 a 12V. Os resultados podem ser visualizados no Capítulo 7.

3.3.2. 1º Estágio de Amplificação

O 1º estágio de amplificação dos sinais foi realizado pelo amplificador de instrumentação INA333, que tem a função de receber o sinal do elemento sensível, adequar o sinal, amplificando o mesmo em 100 vezes conforme configurado. Esse amplificador foi escolhido, pelas suas características intrínsecas como alta razão de rejeição de ruído em modo comum, baixo consumo, alta precisão, e principalmente trabalhar com baixa tensão de alimentação não simétrica, sem a necessidade de grandes ajustes. Devido a baixa tensão de alimentação, foi necessário acrescentar um resistor de $150\ \Omega$ no terra da célula de carga, para garantir que tensão de saída da ponte estivesse dentro da faixa de tensão de modo comum da entrada do amplificador, semelhante ao mostrado na Figura 13.

Figura 13: Adaptação da ponte de Wheastone para operação em baixa tensão.



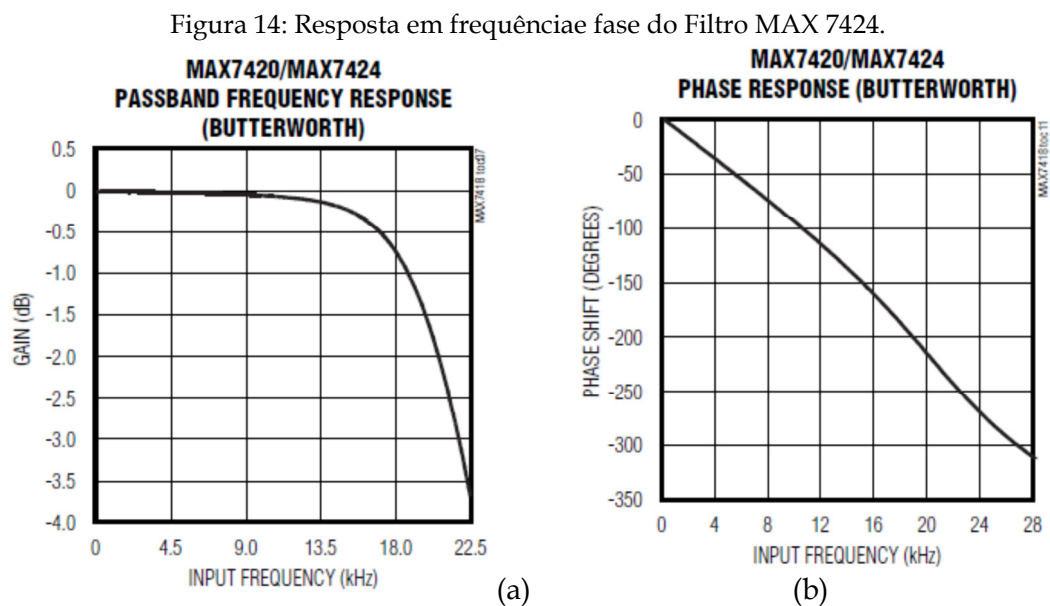
Fonte: Sitio da Texas Instruments(URL 2).

3.3.3. Filtro Passa-Baixa

A filtragem do sinal foi realizada por um filtro programável passa-baixa de 5ª ordem com resposta *butterworth* e alimentação de 3V, MAX7424. Para ajustar a frequência de corte f_c do filtro em 10 Hz foi fornecido um *clock* externo com uma frequência f_{clk} 1 KHz, devido a proporcionalidade do filtro, conforme a equação abaixo. O *clock* foi programado no microcontrolador.

$$f_c = \frac{f_{clk}}{100} \quad (1)$$

A Figura 14 mostra a resposta em frequência e a resposta em fase do filtro MAX7424.



(a) Resposta em frequência do filtro. (b) resposta em fase do filtro

Fonte: Sitio da MAXIM Integrated (URL 3).

3.3.4. 2º Estágio de Amplificação

Para aumentar o ganho do sinal foi inserido um amplificador de ganho programável de uma entrada e uma saída, com a possibilidade de ajustar os seguintes ganhos 1, 2, 4, 5, 8, 10, 16, 32 V/V, MCP6S21.

Esse amplificador foi escolhido por trabalhar com pequena faixa de tensão de alimentação, baixas tensões na entrada e saída, e possuir várias possibilidades de ganho.

O amplificador MCP6S21 tem apenas uma saída e uma entrada analógica, um pino para tensão de referência, alimentação positiva e negativa, isto é 3,3V e 0V, respectivamente. Possui também os pinos de comunicação SPI, sendo CS (chip select), SCK (serial clock input), SI (serial data Input). O dispositivo não tem SO (serial data output).

Tabela 1: descrição do amplificador MCP6S21.

MCP6S21	Symbol	Description
1	V_{OUT}	Analog Output
2	CH0	Analog Input
3	V_{REF}	External Reference Pin
4	V_{SS}	Negative Power Supply
5	\overline{CS}	SPI Chip Select
6	SI	SPI Serial Data Input
7	SCK	SPI Clock Input
8	V_{DD}	Positive Power Supply

Fonte: Sítio da MAXIM Integrated (URL 3).

3.3.4.1. Comunicação SPI do MCP6S21

A programação do amplificador foi realizada por meio de comunicação SPI com um microcontrolador, em que cada MCP6S21 foi denominado escravo e o microcontrolador denominado mestre.

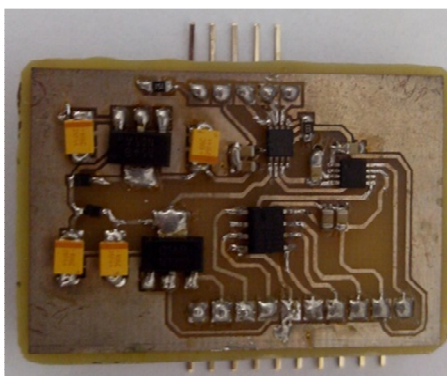
A comunicação SPI é um modo de comunicação serial síncrono que ocorre entre um dispositivo mestre e um ou mais dispositivos escravos (URL4). Os bits de dados são transmitidos na frequência do *clock* gerado pelo dispositivo configurado como mestre.

A comunicação SPI é realizada por 4 sinais, sendo dois sinais de dados e dois sinais de controle. Os sinais de dados responsáveis pela transferência de dados entre o dispositivo mestre e o escravo são o *Serial data input* - SI e *Serial data output* - SO, e os sinais de controle são o *Serial port clock* - SCK, responsável por sincronizar os dispositivos e o *Chip select* - CS, responsável por selecionar o dispositivo escravo.

Tipicamente, para a interface SPI utiliza-se 4 fios, sendo um para cada sinal, podendo dessa forma realizar o processo de leitura e escrita simultaneamente. Mas existe a possibilidade de implementar a comunicação utilizando 3 fios que utiliza dois fios para os sinais de controle e 1 fio para os dados, ou seja, em determinado momento ocorre o processo de escrita e em outro o processo de leitura, formando assim uma comunicação *half-duplex*(URL4).

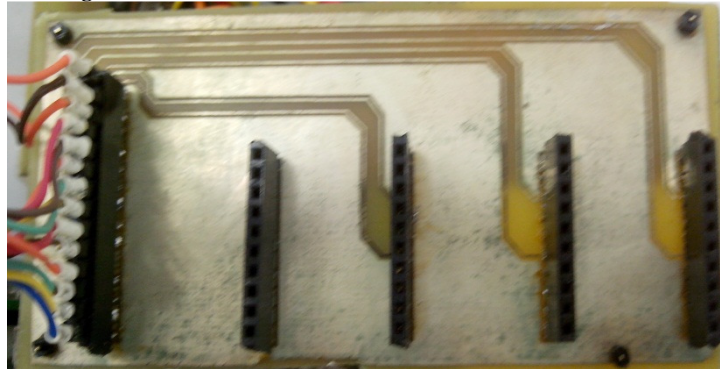
A interface SPI implementada neste projeto, realiza a comunicação no modo a 4 fios, porém a operação de leitura do Microcontrolador não foi realizada, visto que os dispositivos escravos não possuem SO.

Figura 15: Placa de condicionamento de sinais de 1 célula de carga



Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 16:Placa “mãe” do condicionamento de sinais

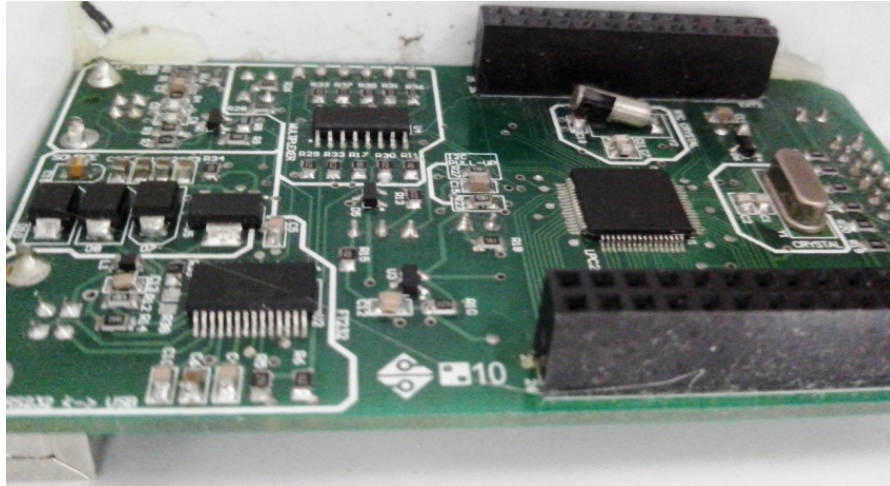


Fonte: Elaborada pela autora.

3.3.5. Microcontrolador ARM7

Para a aquisição dos sinais foi utilizado o Microcontrolador ARM (Advanced RISC (Reduced Instruction Set Computer Machine), da família ARM7 do fabricante Philips modelo LPC2148. Esse microcontrolador foi escolhido por haver uma parceria entre o Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) e o laboratório de automação, servomecanismo e controle (LASEC), em que o LASEC desenvolveu a placa de desenvolvimento para o LPC2148 e forneceu a este projeto, no intuito de incentivar e disseminar o conhecimento sobre a programação de microcontroladores mais robustos.

Figura 17:Placa do Microcontrolador ARM

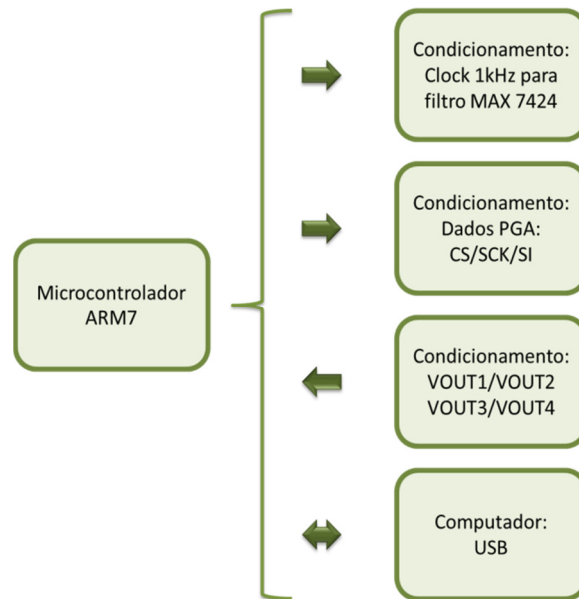


Fonte: Elaborada pela autora.

Diante disso, foi realizado um pequeno estudo sobre a arquitetura ARM, linguagem de programação C, e sobre a interface ECLIPSE utilizada para desenvolver o programa. Para a gravação do firmware no dispositivo foi utilizado o programa Flash Magic.

O microcontrolador foi programado para enviar um *clock* de 1KHz ao filtro MAX7424, programar os amplificadores do 2º estágio de ganho, digitalizar o sinal analógico das 4 placas de condicionamento (VOUT1, VOUT2, VOUT3, VOUT4), e enviar esses dados ao computador utilizando comunicação USB(Universal Serial Bus), conforme pode ser visualizado na Figura 18.

Figura 18: Diagrama de blocos do microcontrolador.



Fonte: Elaborada pela autora.

O dispositivo foi configurado para operar com um *clock* de 60MHz, e enviar aos filtros MAX7424 um *clock* de 1KHz, por meio de uma porta analógica.

Os amplificadores MCP6S21 foram programados, de acordo com a Figura 19, em que o ganho foi selecionado na interface disponível ao usuário. Essa informação foi enviada pela USB ao microcontrolador ARM7, que verificou o ganho escolhido e fez uma operação de escrita na SPI. A operação de escrita, foi programada para selecionar os 4 dispositivos concomitantemente e gravar a informação de ganho nos 4 amplificadores MCP6S21.

Figura 19: Diagrama de blocos da programação dos amplificadores.



Fonte: Elaborada pela autora.

A aquisição dos dados foi iniciada pelo usuário, através do software. Quando esse comando foi enviado pela USB ao microcontrolador, instantaneamente um *timer* foi acionado, com a configuração de 10 ms, ou seja, a cada 10 ms o *timer* executava

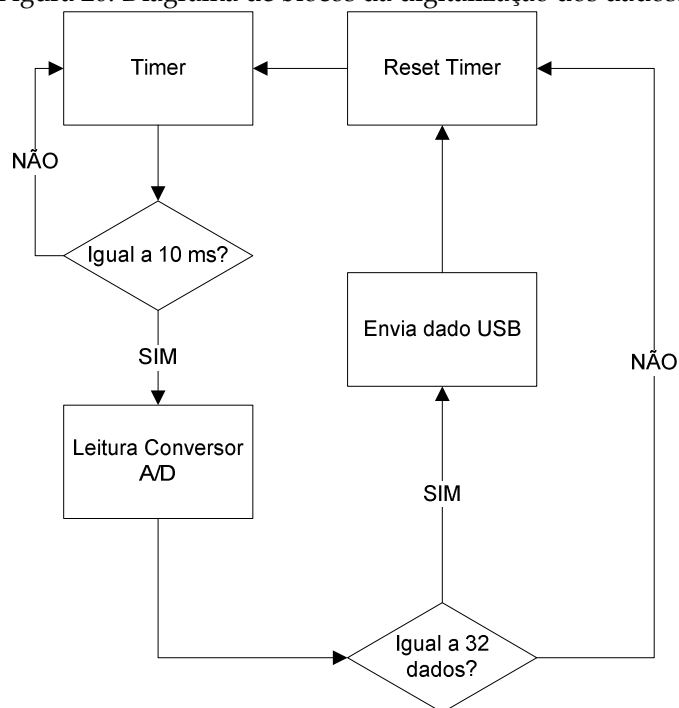
uma ação programada. Neste caso, ocorria a leitura dos 4 canais do conversor analógico-digital, que foi configurado para digitalizar os dados em 10 bits, com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Caso os 10 ms não tivessem sido atingidos a contagem era continuada.

Os dados lidos do conversor A/D foram armazenados em um *buffer* circular de tamanho 64 bytes, sendo que cada dado lido de cada canal ocupava 2 bytes. Isto permitiu a armazenagem de 32 dados diferentes, sendo 8 dados de cada canal.

Após cada leitura dos 4 canais do conversor A/D, a quantidade de dados armazenados no *buffer* será verificada. Se 32 dados tivessem sido obtidos, os mesmos eram enviados ao computador pela USB, o *timer* e o contador do *buffer* eram reiniciados. Caso o número de dados fosse inferior a 32, apenas o *timer* era reiniciado e um novo ciclo era realizado.

O ciclo de digitalização, mostrado pela Figura 20 foi realizado, durante o processo de aquisição.

Figura 20: Diagrama de blocos da digitalização dos dados.



Fonte: Elaborada pela autora.

3.4. Considerações finais

A implementação do hardware do sistema de condicionamento e a programação do firmware em linguagem C, demandou uma parte considerável do tempo de desenvolvimento do projeto, visto que além do processo de implementação foi necessário um período de pesquisa e estudo de componentes e programação.

Porém, foi muito compensador em virtude do aprendizado obtido, da disseminação do conhecimento.

Os testes de qualidade da plataforma são apresentados no capítulo 7.

Capítulo 4

Kit de Desenvolvimento Cinemático - Acelerômetros

Este capítulo se dedica ao kit de desenvolvimento cinemático, em que a visão geral do kit é discutida, assim como a utilização do mesmo no projeto, as configurações utilizadas e a calibração dos dispositivos.

4.1. Visão Geral do Kit

O kit de desenvolvimento cinemático, do fabricante *Shimmer Research* é uma plataforma de sensores sem fio, que realiza a captura de dados cinemáticos em tempo real podendo ser utilizado em diversas áreas, como reabilitação, esporte, realidade virtual (URL 5).

O kit é composto por 4 unidades de medição 9DOF, 2 cabos USB, 2 base de gravação e 4 cartões de memória de 2Gb. As unidades 9DOF, são assim denominadas por serem compostas por 1 acelerômetro tri-axial, 1 giroscópio tri-axial e 1 magnetômetro tri-axial, o que permite medições com 9 graus de liberdade (URL 5).

Figura 21: Kit Shimmer.



(a) Kit de desenvolvimento Cinemático. (b) Unidade 9DOF.

Fonte: Sítio da ShimmerResearch(URL 5).

A comunicação sem fio pode ser realizada utilizando o protocolo Bluetooth ou IEEE 802.15.4, além de armazenamento dos dados em cartão de memória. Possui documentação completa, permitindo edição ou criação de firmware e software de aplicação em diversas plataformas como C#, Matlab, Labview (URL 5).

Outros módulos podem ser adquiridos e acoplados ao kit para utilização, como módulos para coleta de EMG, GSR, ECG, GPS, dentre outros (URL 5).

4.2. BoilerPlate e ShimmerConnect

No projeto foram utilizadas 3 unidades 9DOF, em que nestas apenas o sensor acelerômetro tri-axial foi ativado, visto que as medidas do magnetômetro e do giroscópio pouco acrescentariam para a aplicação.

Foi utilizado o *firmware* denominado *Boilerplate* e o *software* *ShimmerConnect*, ambos disponibilizados pelo fabricante *ShimmerResearch*.

O *firmware* foi gravado na unidade 9DOF sem sofrer nenhuma modificação, por meio de uma base de gravação, em que se conecta a unidade 9DOF na base e a

base a um computador via cabo USB. O *BoilerPlate* foi programado para realizar comunicação por meio do protocolo *Bluetooth*, acessar registradores e configurar os sensores a partir dos comandos enviados pelo *software ShimmerConnect*.

Figura 22: Base de gravação



Fonte: Sítio da ShimmerResearch(URL 5).

O *software ShimmerConnect* foi desenvolvido em Visual Studio C#, para permitir a aquisição de dados das unidades 9DOF, sendo que o usuário tinha a possibilidade de selecionar o sensor a ser utilizado e as configurações do mesmo como frequência de amostragem, e nível g.

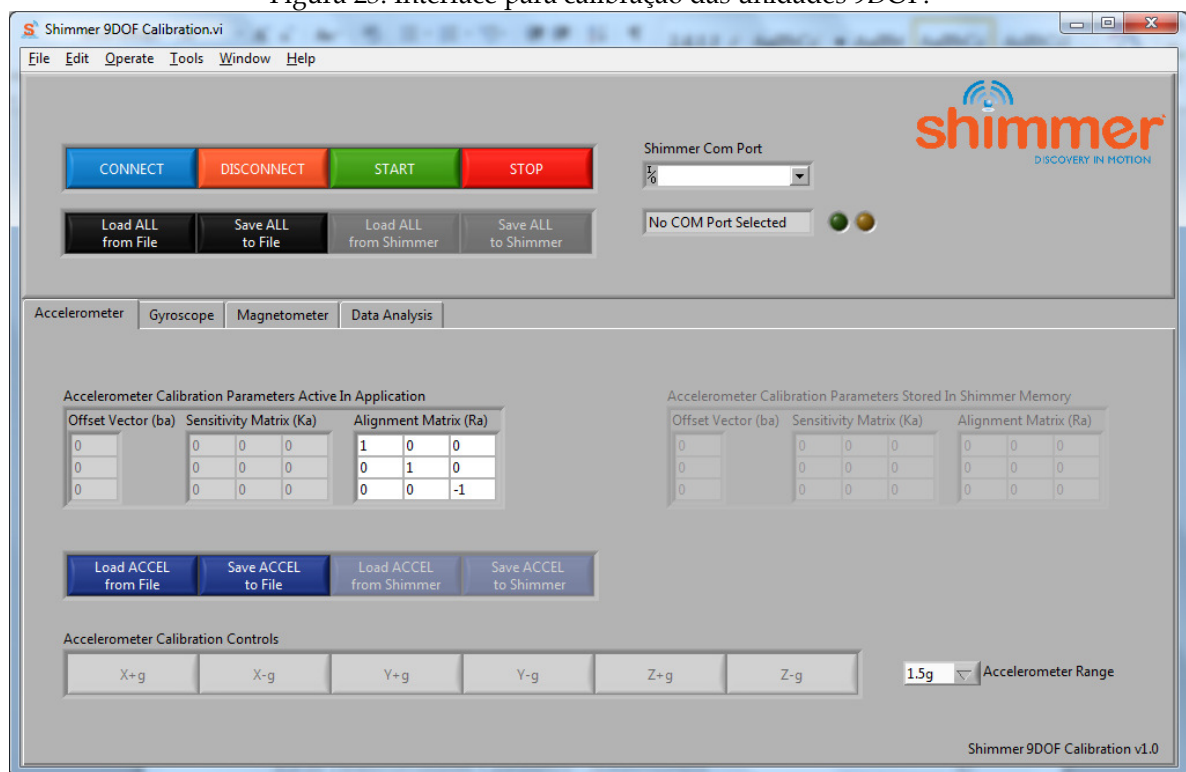
Para estabelecer a comunicação um receptor *Bluetooth* foi instalado no computador e as unidades 9DOF foram identificadas como portas serial, isto é, cada unidade 9 DOF é identificada no *software ShimmerConnect* como uma porta serial diferente.

No capítulo 5, será mostrado o aplicativo desenvolvido para o projeto, em que a classe “Shimmer” do *software ShimmerConnect*, foi utilizada.

4.3. Calibração das unidades 9DOF

As unidades 9DOF foram calibradas, utilizando o aplicativo “Shimmer 9DOF Calibration”, também disponibilizado pelo fabricante. Neste aplicativo, estabelece-se a comunicação com uma unidade 9DOF por vez para realizar a calibração da mesma. Ressalta-se que foi calibrado apenas os acelerômetros, já que os outros sensores não foram utilizados.

Figura 23: Interface para calibração das unidades 9DOF.



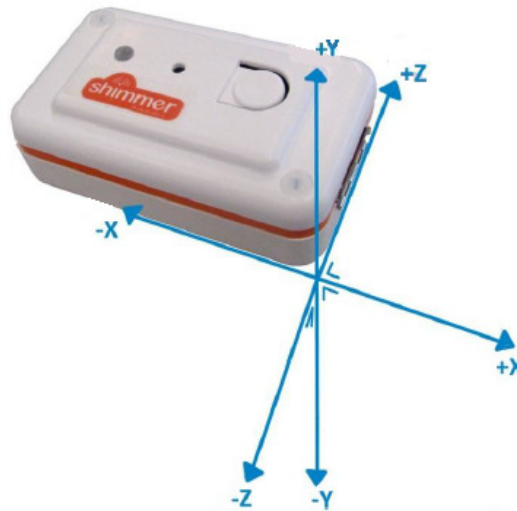
Fonte: Print Screendo aplicativo “Shimmer 9DOF Calibration”(URL 5).

Os dispositivos possuem uma pré-configuração da direção dos eixos ortogonais X, Y e Z, porém a configuração pode ser redefinida pelo usuário, de acordo com a aplicação e o posicionamento das unidades 9DOF. A partir da definição da direção dos eixos X, Y, Z realiza-se a calibração do dispositivo, posicionando a unidade na direção determinada e selecionando no aplicativo essa

direção. Se o dispositivo tem o eixo X posicionado para baixo, paralelo a força da gravidade, seleciona-se o botão X+g e assim sucessivamente até realizar o procedimento para todas as direções. Após esses passos, tem-se os valores do vetor de *offset*, da matriz de sensibilidade e da matriz de alinhamento ativos no acelerômetro. Para que essa calibração seja salva no dispositivo e utilizada posteriormente é necessário selecionar o botão “Save ACCEL to Shimmer”.

No projeto foi definido a direção dos eixos, conforme a Figura 24.

Figura 24: Direção e sentidos dos eixos do acelerômetro



Fonte: Adaptado do sitio da ShimmerResearch (URL 5).

No aplicativo desenvolvido para o projeto, foi implementada uma equação de correção do sinal adquirido, em que o sinal coletado foi subtraído da matriz de *offset* e multiplicado pela inversa da matriz de sensibilidade e pela inversa da matriz de alinhamento. A equação foi disponibilizada na documentação do kit de desenvolvimento cinemático.

$$c = R^{-1} * K^{-1} * (u - b) \quad (2)$$

c - sinal calibrado em uma matriz 3x1; R - matriz alinhamento 3x3; K - matriz sensibilidade 3x3; u - sinal não calibrado em uma matriz 3x1; b - matriz offset 3x1.

4.4. Cálculo dos ângulos

Com manipulação matemática dos dados provenientes dos acelerômetros das unidades 9DOF foi possível obter o ângulo medido pelo acelerômetro com base em uma referência. Dessa forma, foi possível identificar as mudanças posturais entre as regiões da coluna (Wong, 2008).

WONG, 2008, formulou as equações abaixo para obter os ângulos individualmente, isto é, o ângulo medido por cada sensor, sendo α o ângulo calculado no plano sagital e β beta o ângulo calculado no plano coronal.

$$\alpha = \left\{ \begin{array}{l} \sin^{-1} \left(\frac{acc_y}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right), se \ acc_z \geq 0 \\ \sin^{-1} \left(\frac{-acc_y}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right) + 180^\circ, se \ \begin{cases} acc_z < 0 \\ acc_y \geq 0 \end{cases} \\ \sin^{-1} \left(\frac{-acc_y}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right) - 180^\circ, se \ \begin{cases} acc_z < 0 \\ acc_y < 0 \end{cases} \end{array} \right\} \quad (3)$$

$$\beta = \left\{ \begin{array}{l} \tan^{-1} \left(\frac{-acc_x}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right), se \ acc_z \geq 0 \\ \tan^{-1} \left(\frac{acc_x}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right), se \ acc_z < 0 \end{array} \right\} \quad (4)$$

acc_x é a aceleração do sensor no eixo x, acc_y é a aceleração do sensor no eixo y, acc_z é a aceleração do sensor no eixo z.

Para verificar os ângulos entre as regiões da coluna cervical foi necessário calcular a diferença entre os ângulos, lembrando que o posicionamento dos sensores influencia diretamente nos resultados, conforme pode ser visualizado pela Figura 25.

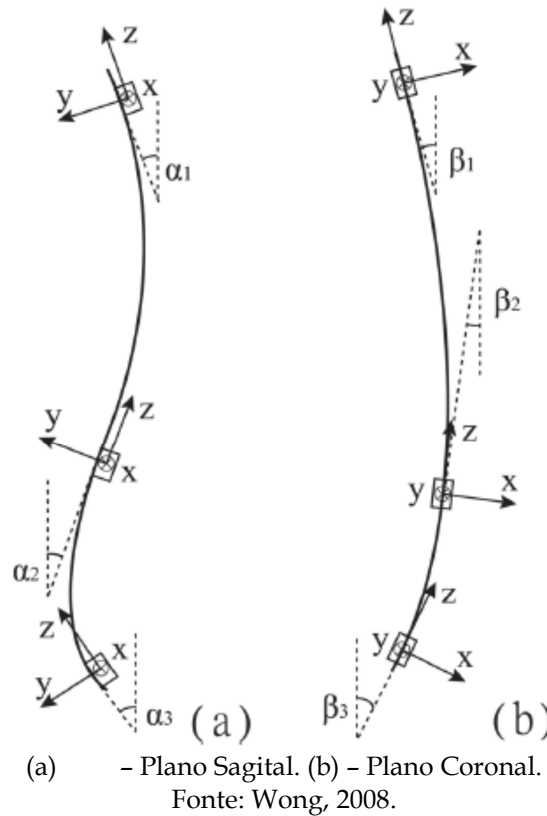
$$\alpha_{toracica} = \alpha_1 - \alpha_2 \quad (5)$$

$$\alpha_{lombar} = \alpha_2 - \alpha_3 \quad (6)$$

$$\beta_{toracica} = \beta_1 - \beta_2 \quad (7)$$

$$\beta_{lombar} = \beta_2 - \beta_3 \quad (8)$$

Figura 25: Cálculo da variação angular do tronco



4.5. Considerações Finais

Portanto, o kit de desenvolvimento cinemático *Shimmer* é bem flexível, com inúmeras aplicações e a disponibilização de software e firmware gratuitos aos usuários. Além de fornecer documentações, caso seja necessário realizar o desenvolvimento de aplicativos para se comunicar com o hardware.

Projeto e desenvolvimento do software

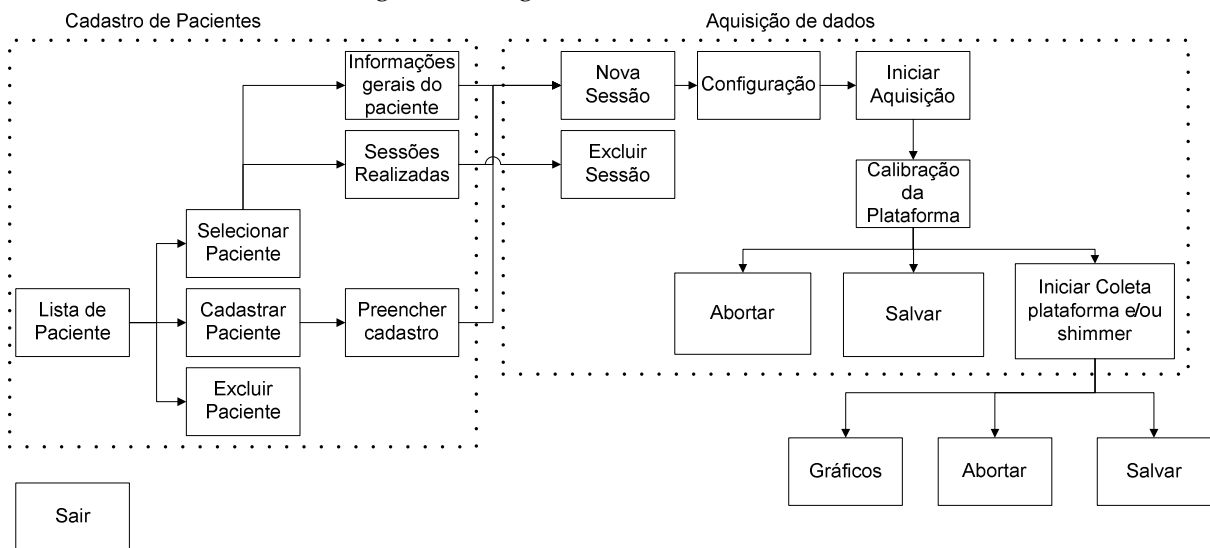
Este capítulo se dedica ao desenvolvimento do software, que realiza o cadastro de pacientes, armazena as informações em um banco de dados, realiza a aquisição dos dados, plota os mesmos em gráficos e salva os dados em arquivo texto.

5.1. Visão geral do software

Analisando os requisitos do software para aplicação no projeto, verificou-se a necessidade de um software para armazenar informações gerais do paciente, realizar concomitantemente a coleta de dados da plataforma de forças e do kit *shimmer*, exibir os dados coletados em tempo real e salvar esses dados em arquivo texto para processamento posterior.

A Figura 26 exibe o diagrama de blocos do software desenvolvido em *visual studio C# express 2010*.

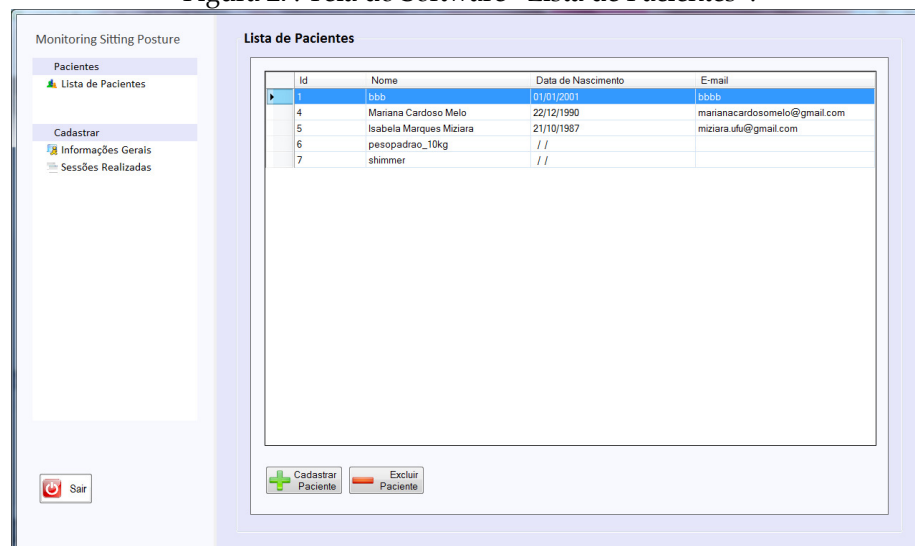
Figura 26: Diagrama de blocos do software.



Fonte: Elaborada pela autora.

Conforme pode ser visualizado no diagrama de blocos acima, o cadastro de pacientes apresenta na sua tela principal a lista de pacientes cadastrados, e também permite o cadastro e exclusão de pacientes, conforme a Figura 27.

Figura 27: Tela do Software “Lista de Pacientes”.



Fonte: Elaborada pela autora.

Caso seja escolhida a opção de “cadastrar paciente”, é aberta a tela de cadastro de pacientes para a mesma ser preenchida e salva no banco de dados, conforme a

Figura 28. A mesma tela é aberta para a opção de selecionar o paciente e visualizar as informações gerais, nesta situação pode-se editar os dados e salvar novamente.

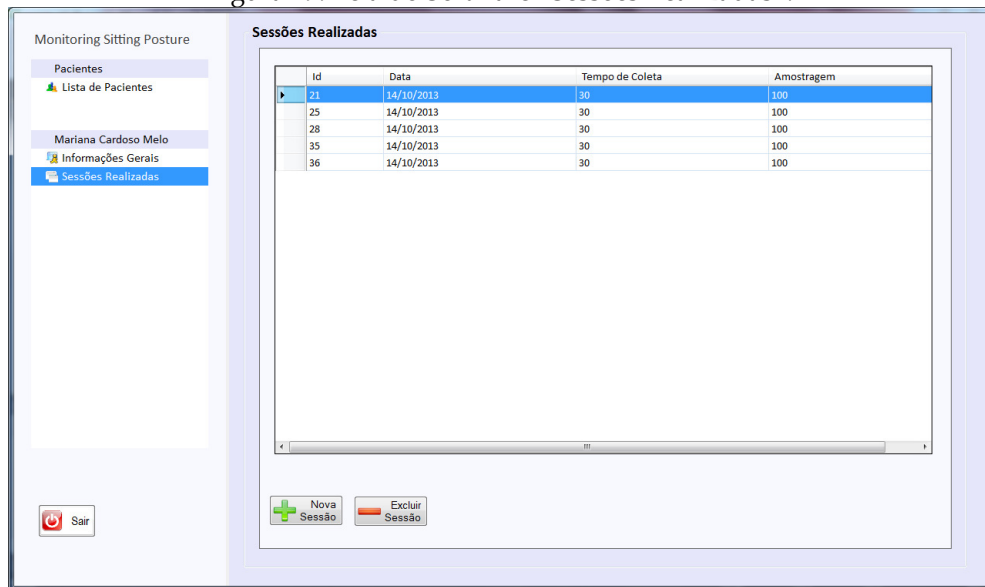
Figura 28: Tela do Software “Cadastro de Pacientes”.

The screenshot shows the 'Cadastro de Pacientes' interface. On the left, a sidebar titled 'Monitoring Sitting Posture' has a 'Pacientes' section with a 'Lista de Pacientes' link and a 'Cadastrar' section with 'Informações Gerais' and 'Sessões Realizadas' links. A 'Sair' button is at the bottom left. The main area is titled 'Cadastro de Pacientes' and contains a 'Dados Pessoais' section with fields for 'Nome', 'Data Nasc.', 'Sexo' (radio buttons for 'Masculino' and 'Feminino'), and 'Email'. Below this is a 'Questionário' section with various input fields and radio buttons for questions about physical activity, work posture, and pain. At the bottom of the main area are 'Salvar', 'Limpar', and 'Nova Sessão' buttons.

Fonte: Elaborada pela autora.

Após o cadastro do paciente ou edição dos dados é possível visualizar as sessões já realizadas para o paciente selecionado, conforme a Figura 29. Ou poderá ser criada uma nova sessão, em que o programa abrirá a tela de configuração, conforme mostrado na Figura 30.

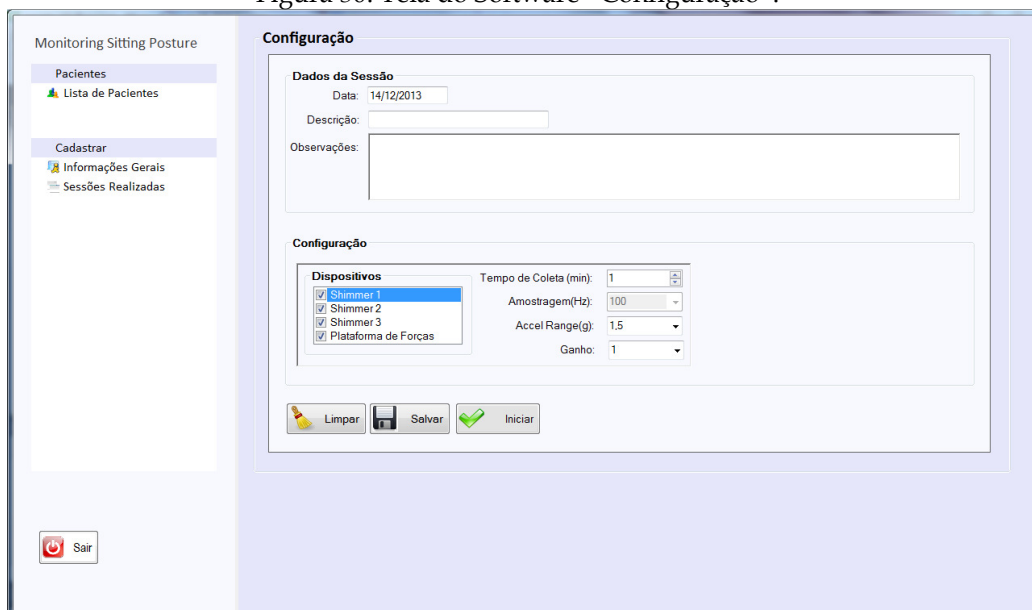
Figura 29: Tela do Software “Sessões Realizadas”.



Fonte: Elaborada pela autora.

Para a opção de criar uma nova sessão, a tela de configuração é disponibilizada para preenchimento, sendo possível inserir a descrição da sessão, observações, selecionar os dispositivos a realizarem as medidas, tempo de coleta, frequência de amostragem, “range” do acelerômetro, e o ganho do circuito de condicionamento.

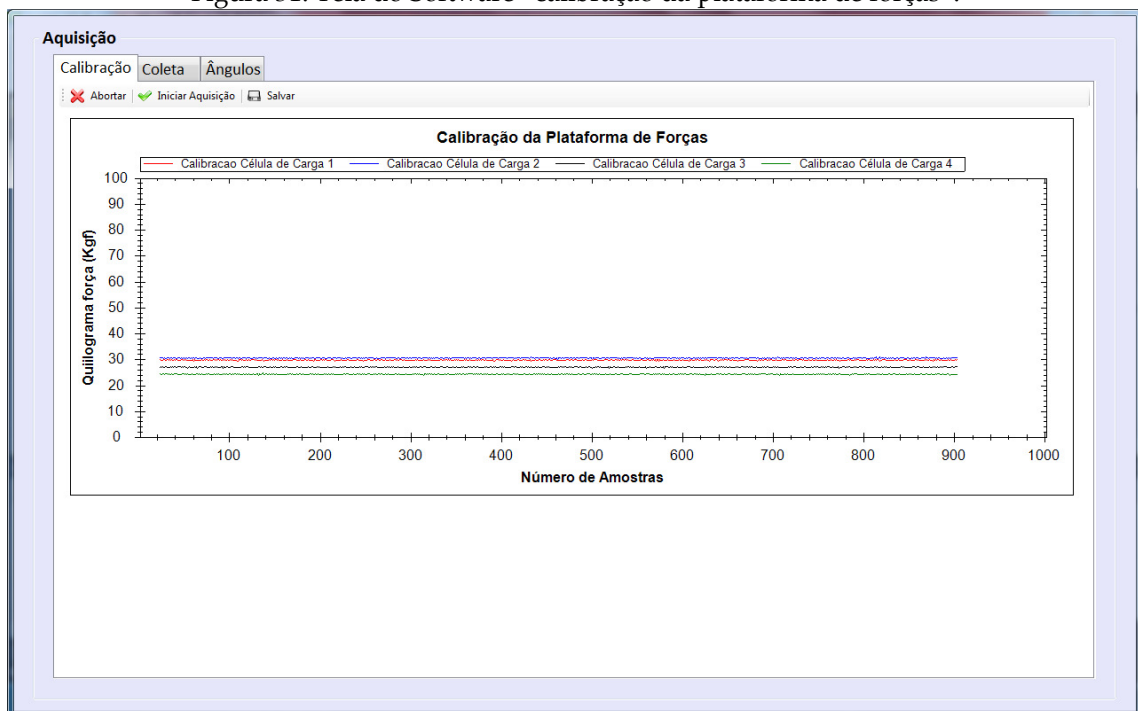
Figura 30: Tela do Software “Configuração”.



Fonte: Elaborada pela autora.

Após a inserção de dados na tela de “Configuração” é necessário salvar as informações cadastradas. O botão “iniciar” abre a tela de calibração da plataforma de forças e nesta é exibido as informações que são coletadas ao longo de 1 minuto, conforme a Figura 31. Para salvar a coleta de calibração é necessário clicar no botão “salvar”.

Figura 31: Tela do Software “calibração da plataforma de forças”.

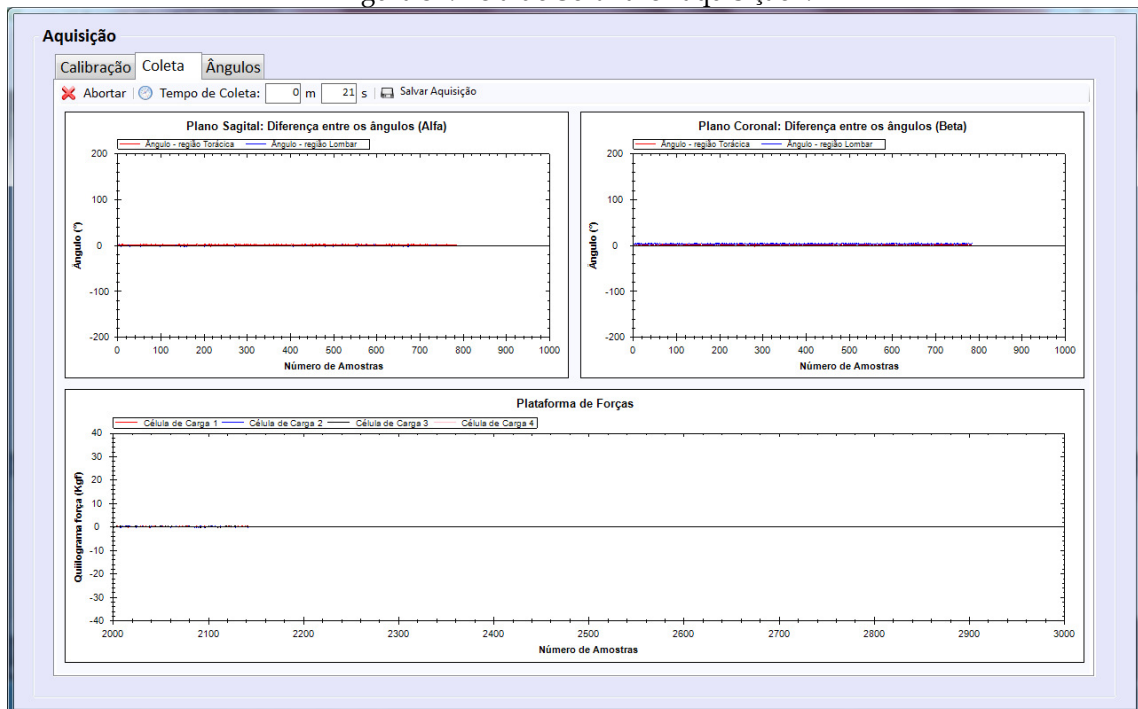


Fonte: Elaborada pela autora.

Caso a plataforma de forças não seja utilizada, basta clicar no botão “Iniciar Aquisição”, que a tela de coleta dos dados é aberta, conforme Figura 32.

Na tela “Aquisição” é exibido os dados coletados da plataforma de forças, na unidade kgf e os ângulos das regiões torácica e lombar nos planos sagital e coronal, na unidade graus. Para armazenar os dados adquiridos é necessário clicar no botão “Salvar” e o tempo de aquisição é configurado na tela “Configuração”.

Figura 32: Tela do Software “aquisição”.



Fonte: Elaborada pela autora.

5.2. Armazenamento das informações

Os dados referentes às informações dos pacientes foram obtidos durante o cadastro dos pacientes com o preenchimento de formulários e mudanças de telas como foi visualizado na seção anterior. As perguntas do formulário estão expostas no AnexoB.

O destaque para essa parte foi a utilização do banco de dados Microsoft SQL Server 2008 R2 para armazenar todas as informações coletadas.

Na Figura 33 tem-se o diagrama do banco de dados, em que foram criadas duas tabelas, sendo uma para os dados do paciente obtidos por meio do preenchimento do formulário e outra para a avaliação do paciente preenchida durante a configuração da sessão, sendo que a relação entre elas é de um para infinitos, já que o mesmo paciente pode realizar diversas avaliações.

Figura 33: Diagrama do banco de dados.



Fonte: Elaborada pela autora.

Para salvar os dados coletados durante a calibração da plataforma de forças e a coleta dos dados, foi criado um padrão para armazenamento dos dados em arquivo de texto. Para a calibração da plataforma de forças os dados de cada célula de carga foram salvos em uma coluna, sendo as colunas separadas por tabulação. A primeira coluna se refere aos dados da célula de carga 1, e assim sucessivamente até a coluna 4.

Para a coleta dos dados foram criados dois arquivos, sendo um arquivo para os dados da plataforma de forças, seguindo o mesmo padrão descrito para os dados de calibração e um arquivo para salvar os dados coletados das unidades 9DOF, em que seguem o padrão descrito na Tabela 2:

Tabela 2: Padrão para armazenamento de dados em arquivo.

Coluna 1	ângulo alfa shimmer 1
Coluna 2	ângulo alfa shimmer 2
Coluna 3	ângulo alfa shimmer 3
Coluna 4	ângulo beta shimmer 1
Coluna 5	ângulo beta shimmer 2
Coluna 6	ângulo beta shimmer 3
Coluna 7	diferença alfa toracica
Coluna 8	diferença alfa lombar
Coluna 9	diferença beta toracica
Coluna 10	diferença beta lombar

Fonte: Elaborada pela autora.

5.3. Aquisição de dados

A aquisição dos dados foi realizada de acordo com a configuração estabelecida no programa pelo usuário, sendo possível coletar dados da plataforma de forças e de

3 unidades 9DOF ao mesmo tempo ou individualmente. Além, da possibilidade de configurar tempo de aquisição e frequência de amostragem.

Para realizar a aquisição dos dados foi criada uma *thread* com a função de acionar os métodos de leitura da USB, para coletar os dados provenientes da plataforma de forças e o método de leitura das portas seriais para coletar os dados das unidades 9DOF. Também foi criado um *timer* ativado a cada 1ms para acionar o método de plotagem, e exibir todos os dados coletados em tempo real.

Para não ocorrer conflito entre a *thread* e o *timer* foi habilitado um *mutex*, cuja função era permitir a execução da *thread* apenas se o *timer* não estivesse em execução e vice-versa.

Figura 34: Diagrama do fluxo de aquisição de dados.



Fonte: Elaborada pela autora.

5.4. Considerações Finais

Sendo assim, o software desenvolvido permitiu cadastrar e salvar as informações dos pacientes, como os dados pessoais e as informações coletadas pela plataforma de forças e/ou acelerômetros.

Materiais e Métodos

Este capítulo se dedica ao esclarecimento da metodologia aprovada pelo comitê de ética em pesquisa para montar o conjunto cadeira-plataforma de forças, posicionar as unidades 9 DOFs, selecionar os pacientes, coletar os dados, e finalmente processar os dados.

6.1. Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Este projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Uberlândia, por meio do sistema online Plataforma Brasil, sob o título “Implementação de um sistema para monitoração e análise da postura na posição sentada”. Tendo como parecer “Aprovado” sob o número 128.751 e com todas as pendências atendidas.

6.2. Montagem do conjunto cadeira-plataforma de forças

Para realizar a avaliação da postura sentada, utilizando a plataforma de forças foi necessário fixar uma cadeira na plataforma. Optou-se pela cadeira do tipo secretária (não-giratória) com assento e encosto estofados, isso porque é necessário avaliar a distribuição de forças nos quatros pontos da plataforma, o que não foi possível ao utilizar uma cadeira giratória, em que todas as forças se concentram no eixo central da cadeira.

Figura 35: Conjunto cadeira-plataforma.

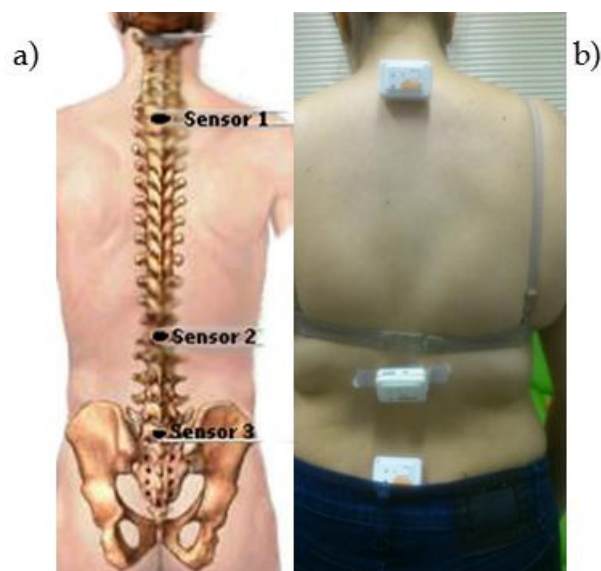


Fonte: Elaborada pela autora.

6.3. Posicionamento das unidades 9DOF

Para a realização das coletas foram posicionadas 3 unidades 9DOF sobre a coluna vertebral do participante, sendo colocadas em T1, T12, L5(Wong, 2008) (Figura 36), identificados de forma palpatória por um profissional de educação física.

Figura 36: Posicionamento dos sensores sobre a coluna do voluntário.



a) Posicionamento dos sensores no esqueleto; b) Posicionamento dos sensores no voluntário.

Fonte: Elaborada pela autora.

6.4. Seleção de voluntários

Para seleção dos voluntários foi criado um questionário para buscar informações gerais sobre o paciente e levantar o histórico da manutenção da postura sentada e a presença de dor. O questionário encontra-se no AnexoB .

6.5. Piloto do protocolo de coleta

Foram realizadas 3 coletas no mesmo dia, de 30 minutos cada, com intervalos de pelo menos 30 minutos. Foram utilizadas duas voluntárias do sexo feminino com idade entre 18 e 30 anos, saudáveis, praticantes de atividade física, e que permanecem pelo menos 5 horas sentadas ao longo do dia, não tendo diagnóstico de problemas neuromotores ou dores crônicas relacionadas a coluna vertebral.

As coletas de dados foram realizadas no ambiente de trabalho das voluntárias, para não prejudicar suas atividades diárias e nem a realização de suas refeições e necessidades básicas.

Antes da primeira coleta, as voluntárias selecionadas foram informadas verbalmente sobre o todo o procedimento da coleta, como número de coletas, duração, movimentação.

A estação de trabalho das voluntárias foi adaptada, com a elevação da mesa de trabalho em 15 cm de altura para se ajustar com a altura do conjunto cadeira-plataforma e foi fornecido um apoio para os pés de 15 cm de altura também para que a voluntária permanecesse sentada de modo confortável. Também foi orientada a manter o tronco junto do encosto da cadeira e os braços apoiados na mesa de trabalho.

Após o voluntário se sentar confortavelmente na cadeira com o kit 9 DOF posicionado sobre a coluna vertebral, iniciou-se o procedimento de calibração da plataforma de forças, em que o voluntário permaneceu na postura sentada quieta e irrestrita com os braços apoiados sobre as pernas por 1 minuto.

Finalizada a calibração, iniciou-se a fase de coleta dos dados, em que o voluntário permaneceu sentado sobre a cadeira, com a possibilidade de movimentar a coluna, braços e pernas. As coletas tiveram duração de 30 minutos, sendo repetidas 3 vezes com intervalos de 30 minutos.

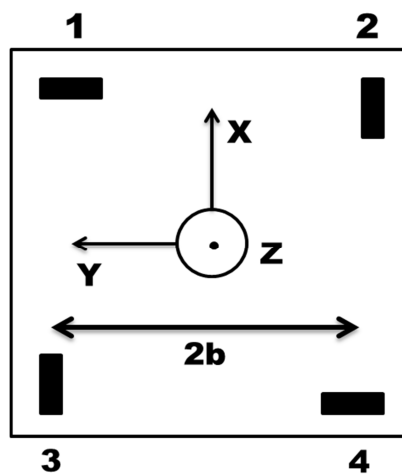
A higienização dos kit 9DOFs foi realizada antes do procedimento com cada voluntário, utilizando álcool e algodão e para a sua fixação sobre a coluna vertebral foi utilizado fita micropore.

6.6. Processamento dos dados

Os dados obtidos da plataforma de forças foram processados para mapear a oscilação do centro de pressão (COP) nas direções ântero-posterior e médio-lateral, isto é obter o estabilograma. Para isso, foi implementado um software em Matlab R2009b, cujo código está no anexoD.

A Figura 37 ilustra as orientações dos eixos e a dimensão da plataforma, sendo 50 cm de largura, 50 cm de comprimento, 13 cm de altura (2h) e 44,3 cm a distância entre as duas células de carga (2b).

Figura 37: Disposição das células de carga.



Fonte: Elaborada pela autora.

Como as células de carga utilizadas são uniaxiais foi obtido força apenas na direção Z e momento nas direções X e Y, conforme as equações 9-14. Assim, o COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral foram obtidos a partir das equações 15 e 16, respectivamente.

$$F_x = 0 \quad (9)$$

$$F_y = 0 \quad (10)$$

$$F_z = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \quad (11)$$

$$M_x = (F_2 + F_3) * b - (F_1 + F_4) * b \quad (12)$$

$$M_y = (F_1 + F_2) * b - (F_3 + F_4) * b \quad (13)$$

$$M_z = 0 \quad (14)$$

$$COP_{ap} = \frac{-F_x * h - M_y}{F_z} \quad (15)$$

$$COP_{ml} = \frac{-F_y * h - M_x}{F_z} \quad (16)$$

F_x - força resultante na direção X, F_y - força resultante na direção Y, F_z - força resultante na direção Z, F_1 - força medida pela célula de carga 1, F_2 - força medida pela célula de carga 2, F_3 - força medida pela célula de carga 3, F_4 - força medida pela célula de carga 4, M_x - Momento na direção X, M_y - Momento na direção Y, M_z - Momento na direção Z, COP_{ap} - Centro de pressão na direção ântero-posterior, COP_{ml} - Centro de pressão na direção médio-lateral.

Também foi implementado um filtro digital passa-baixa *butterworth* de 5ª ordem com frequência de corte de 10 Hz para eliminar os possíveis ruídos somados ao sinal após a digitalização dos dados.

6.7. Considerações Finais

Conforme mostrado neste capítulo, o projeto foi desenvolvido sob a aprovação do CEP, com uma metodologia definida para selecionar os pacientes, coletar os dados e posicionar as ferramentas de medida.

Capítulo 7

Resultados e Discussões

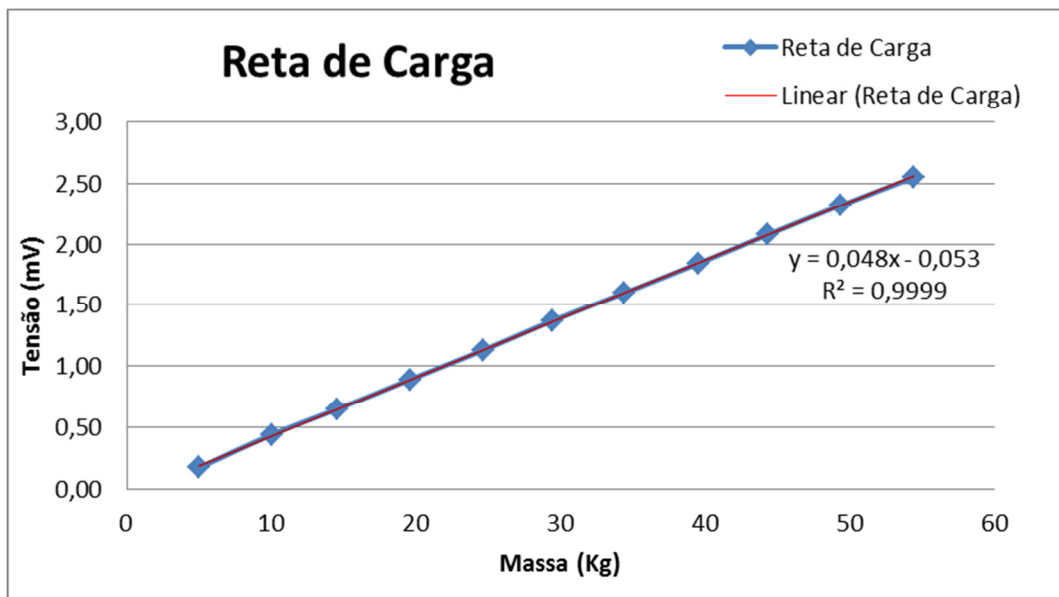
Este capítulo se dedica aos resultados obtidos no projeto como os testes de validação da plataforma de forças, testes do kit 9DOF e os resultados das voluntárias. Além disso, são discutidos os resultados obtidos para identificar se os objetivos foram alcançados e quais os diferenciais da pesquisa.

7.1. Testes da Plataforma de Forças

Para verificar a performance das células de carga e da plataforma de forças foram realizados alguns testes básicos, como teste de linearidade, repetibilidade e frequência natural da plataforma.

Para verificar a linearidade das células de carga, foi realizado o ensaio nas 4 células de carga individualmente, após as mesmas estarem energizadas a mais de 30 minutos, aplicando pesos padrão de 5 a 55 kg. O Gráfico 38, exibe a reta de carga para a célula de carga 1, dada pela equação $Y = 0,048 * X - 0,053$, em que Y refere-se a tensão (V) medida ao se aplicar uma massa X Kg. O coeficiente de determinação foi de 0,9999 e a sensibilidade de 5 $\mu\text{V}/\text{Kg}$. Os resultados dos coeficientes de determinação e sensibilidade das outras células de carga foram semelhantes aos da célula de carga 1.

Gráfico 38: Reta de carga



Fonte: Elaborado pela autora.

O teste de repetibilidade foi realizado com as células de carga já montadas na plataforma de forças, aplicando um peso padrão de 10,091kg em diversos pontos da plataforma. As medidas foram repetidas por 3 vezes, sendo iniciadas após as células de carga estarem a mais de 30 minutos energizadas. O desvio padrão máximo encontrado entre as 3 medidas foi de 0,1516 kg, sendo o fundo de escala da célula de carga de 100 kg.

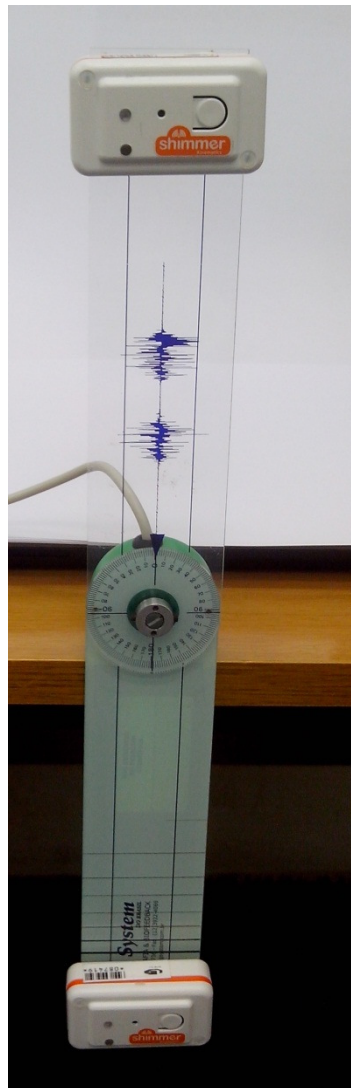
A frequência natural da plataforma de forças foi de 150 Hz, sendo obtida por meio de ensaio com as células de carga. O teste foi realizado com frequência de corte do sistema em 200 Hz e taxa de amostragem de 1KHz.

7.2. Validação das unidades 9DOFs

Conforme exposto no capítulo 5, as unidades 9DOF são componentes de um sistema comercial, já validado pelo seu fabricante e utilizado em diversas aplicações. Assim como, o algoritmo que transforma dados de aceleração em medidas angulares já testado em várias pesquisas (Wong, 2008). Mas ainda assim, foi necessária a realização de testes para garantir a confiabilidade dos resultados.

Diante disso, foram realizados testes com as unidades 9DOF e um goniômetro, adotado como referência para medir os ângulos. As medidas foram realizadas fixando 2 unidades 9DOF no goniômetro, conforme a Figura 39, para verificar o ângulo medido pela unidade 1(α_1, β_1), pela unidade 2(α_2, β_2) e a diferença entre os ângulos medidos($\alpha_{toracica}, \beta_{toracica}$). Em seguida, foi realizado o teste para verificar o ângulo medido pela unidade 2(α_2, β_2), pela unidade 3(α_3, β_3) e a diferença entre os ângulos medidos ($\alpha_{lombar}, \beta_{lombar}$). Devido às condições de realização do teste, foi avaliado o ângulo medido no plano sagital e em seguida no plano coronal.

Figura 39: Unidades 9DOF acopladas ao goniômetro.



Fonte: Elaborada pela autora.

Os graus utilizados como padrão para os testes de confiabilidade foram 0° e 90° nos planos sagital e coronal nas regiões torácica e lombar, 30° no plano sagital, na região torácica e 70° no plano coronal, na região torácica. A Tabela 3 exibe os resultados de média aritmética, desvio padrão e erro médio para $\alpha_{1,2,3}$, $\beta_{1,2,3}$, $\alpha_{toracica,lombar}$, $\beta_{toracica,lombar}$.

Tabela 3: Resultados da verificação dos ângulos calculados.

0 GRAUS										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	2,625169	2,179678	2,814759	-5,61792	-5,64365	-2,78655	0,445318046	-0,634908085	-0,025729496	2,85710316
DESVIO	0,632045	0,656106	0,560919	0,595607	0,583973	0,507405	0,892922482	0,852921103	0,82736627	0,769780022
ERRO	2,625169	2,179678	2,814759	-5,61792	-5,64365	-2,78655	0,445318046	-0,634908085	-0,025729496	2,85710316
90 GRAUS										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	2,712137	113,12	2,63952	-5,64187	81,71805	-2,75906	-110,4079113	110,4805286	-81,83398313	84,71680212
DESVIO	0,629368	13,56705	0,560813	0,577311	31,2171	0,524312	13,57593936	13,57300596	0,802115213	0,7844928
ERRO	-	-	-	-	-	-	-20,40791132	-20,48052856	8,166016865	5,283197876
30 GRAUS SAGITAL TORACICA										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	-33,2104	-6,44806	0	-8,07195	-6,08147	0	26,7623702	6,448060442	1,988429787	6,083515383
DESVIO	0,756653	0,767157	0	1,045075	1,016009	0	1,024959901	0,767157245	1,147687531	1,003678191
ERRO	-	-	-	-	-	-	3,237629796	-	-	-
70 GRAUS CORONAL TORACICA										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	-13,6428	2,778985	0	-73,5051	-5,71001	0	10,86341844	2,779428258	67,7950901	5,71000605
DESVIO	3,127373	0,840666	0	0,569097	0,673039	0	3,416328659	0,839198536	0,884694013	0,673039242
ERRO	-	-	-	-	-	-	-	-	2,204909895	-

OBS: ERRO = VALOR MEDIDO - VALOR AJUSTADO

Fonte: Elaborada pela autora.

Com base na Tabela 3, percebe-se que em 0°, 30° e 70° o erro médio foi de 3°, sendo aceitável para aplicação, porém em 90° o erro médio foi muito alto, aproximadamente 20°, isso porque nas regiões próximas de 90° a sensibilidade do acelerômetro para medidas angulares é reduzida consideravelmente, devido ao posicionamento do eixo sensível do sensor. Além dos erros de posicionamento do sensor sobre o goniômetro e do próprio goniômetro.

O sinal negativo, mostrado na Tabela 3 foi desconsiderado para análise, visto que o mesmo pode variar de acordo com o ponto de referência adotado.

7.3. Resultados com voluntários

Não foi aplicada nenhuma análise estatística entre os resultados dos voluntários, visto que a amostra é muito pequena para fornecer resultados estatísticos confiáveis.

7.3.1. Variação angular das regiões da coluna vertebral

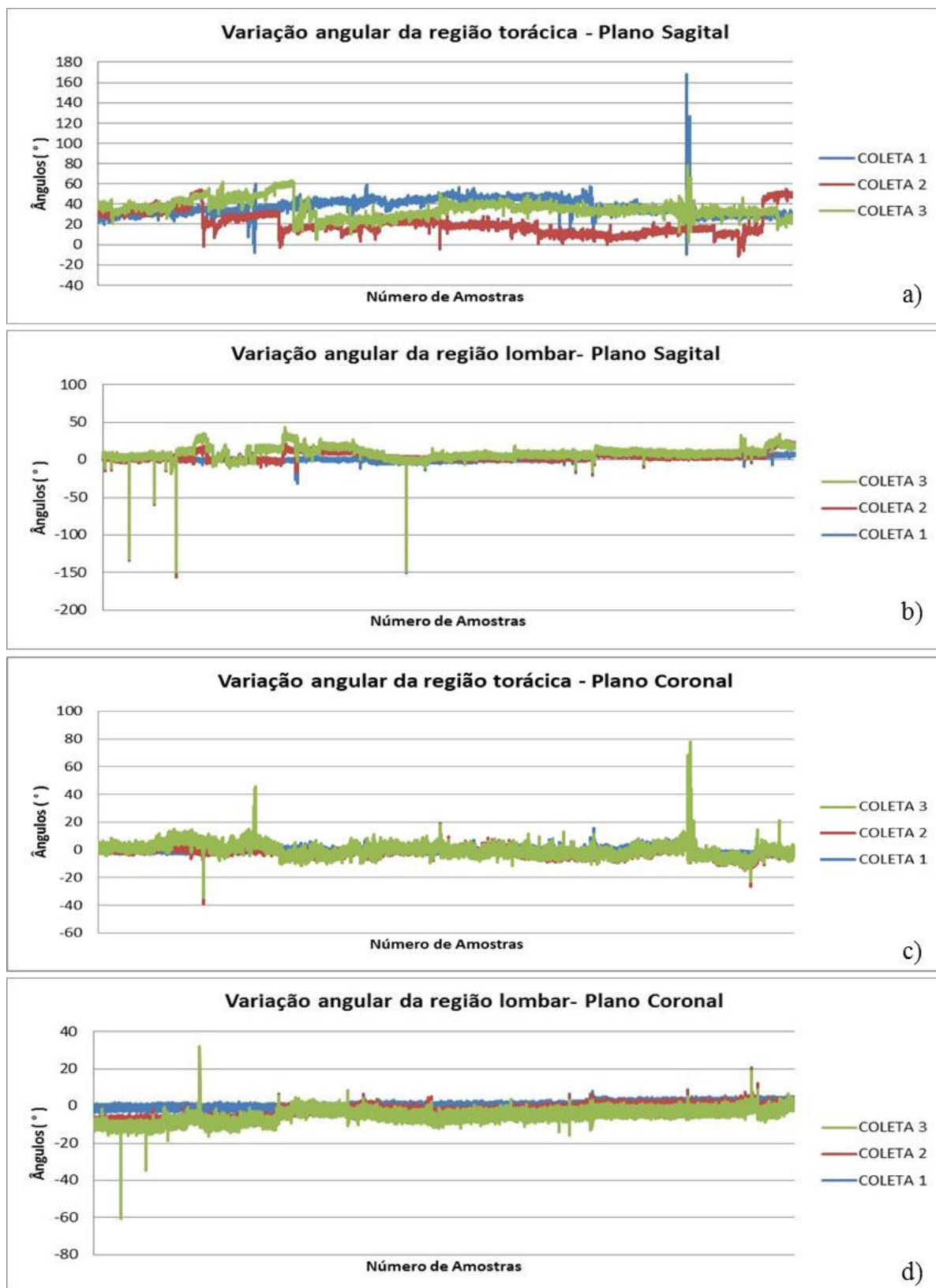
Os resultados da variação angular da coluna vertebral dos dois voluntários podem ser visualizados na Tabela 4 e nos gráficos 40 e 41. A Tabela 4 exibe os resultados da média aritmética e do desvio padrão de cada variável angular para cada coleta realizada, além da média aritmética total e do desvio padrão total. Os gráficos 40 e 41 retratam a variação angular da coluna vertebral em função do número de amostras para o voluntário 1 e voluntário 2, respectivamente.

Tabela 4: Variação angular da coluna vertebral dos dois voluntários

VOLUNTÁRIO 1 - COLETA 1										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	43,73124	-7,01013	5,371568	0,399267	2,626296	-2,17468	37,52153496	1,640521002	-0,38188609	0,451913323
DESVIO PADRÃO	10,79633	2,776412	2,042216	3,529248	1,451812	0,711977	8,086572778	3,034908797	2,48415149	1,527257834
VOLUNTÁRIO 1 - COLETA 2										
MEDIA	33,9889	-11,2581	-6,2816	2,093387	-3,96177	-7,38178	20,80799182	3,451356015	-1,027881372	-3,396601655
DESVIO PADRÃO	9,34932	8,206934	8,336539	2,773241	2,100278	0,727822	10,77706132	4,863866841	2,637390629	2,253834196
VOLUNTÁRIO 1 - COLETA 3										
MEDIA	43,49227	-2,66479	2,238968	-1,33271	-0,24054	1,160858	35,5620823	4,237127563	1,12921153	-2,007208547
DESVIO PADRÃO	11,01893	9,038497	4,417095	2,671045	1,42437	2,953379	8,134868473	4,81837604	1,96959145	1,343731015
TOTAL VOLUNTÁRIO 1										
MEDIA TOTAL	40,40414	-6,97769	0,442977	0,386647	-0,52534	-2,79854	31,29720303	3,109668193	-0,093518644	-1,650632293
DESVIO P MEDIO	7,791144	5,005461	3,698962	2,243384	1,244115	1,098294	6,749625642	3,179287919	1,772783392	1,281205761
VOLUNTÁRIO 2 - COLETA 1										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	55,39734	-6,44811	10,79711	-5,57016	-3,4622	5,323621	47,36095795	-2,760724356	2,101546507	-1,85480604
DESVIO PADRÃO	6,249324	5,664311	4,692607	1,706695	1,209804	0,713175	7,970732274	7,00867281	1,521255945	1,416983422
VOLUNTÁRIO 2 - COLETA 2										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	61,7704	-8,84317	2,026082	-4,47771	-3,13802	-5,78344	52,92722771	6,814280091	1,3482433	-2,644951497
DESVIO PADRÃO	4,279302	0,85269	1,173196	3,937753	0,973367	0,552865	4,176426837	1,370524802	3,581832225	1,122440655
VOLUNTÁRIO 2 - COLETA 3										
	ALFA 1	ALFA 2	ALFA 3	BETA 1	BETA 2	BETA 3	DIF ALFA TOR	DIF ALFA LOM	DIF BETA TOR	DIF BETA LOM
MEDIA	48,59062	-7,2623	2,800224	-1,121	-3,23437	-0,57798	41,32852549	4,461962739	-1,794689787	2,572605579
DESVIO PADRÃO	2,075028	0,866469	0,977014	1,397572	0,650859	0,546575	2,395570961	1,096972554	1,241158749	0,774491743
TOTAL VOLUNTÁRIO 2										
MEDIA TOTAL	55,25279	-7,51786	5,207805	-3,72296	-3,2782	-0,34594	47,20557038	2,838506158	0,551700007	-0,642383986
DESVIO P MEDIO	3,150914	1,845867	1,710704	1,760505	0,708507	0,453154	3,635682518	2,369042542	1,58606173	0,828478955

Fonte: Elaborada pela autora.

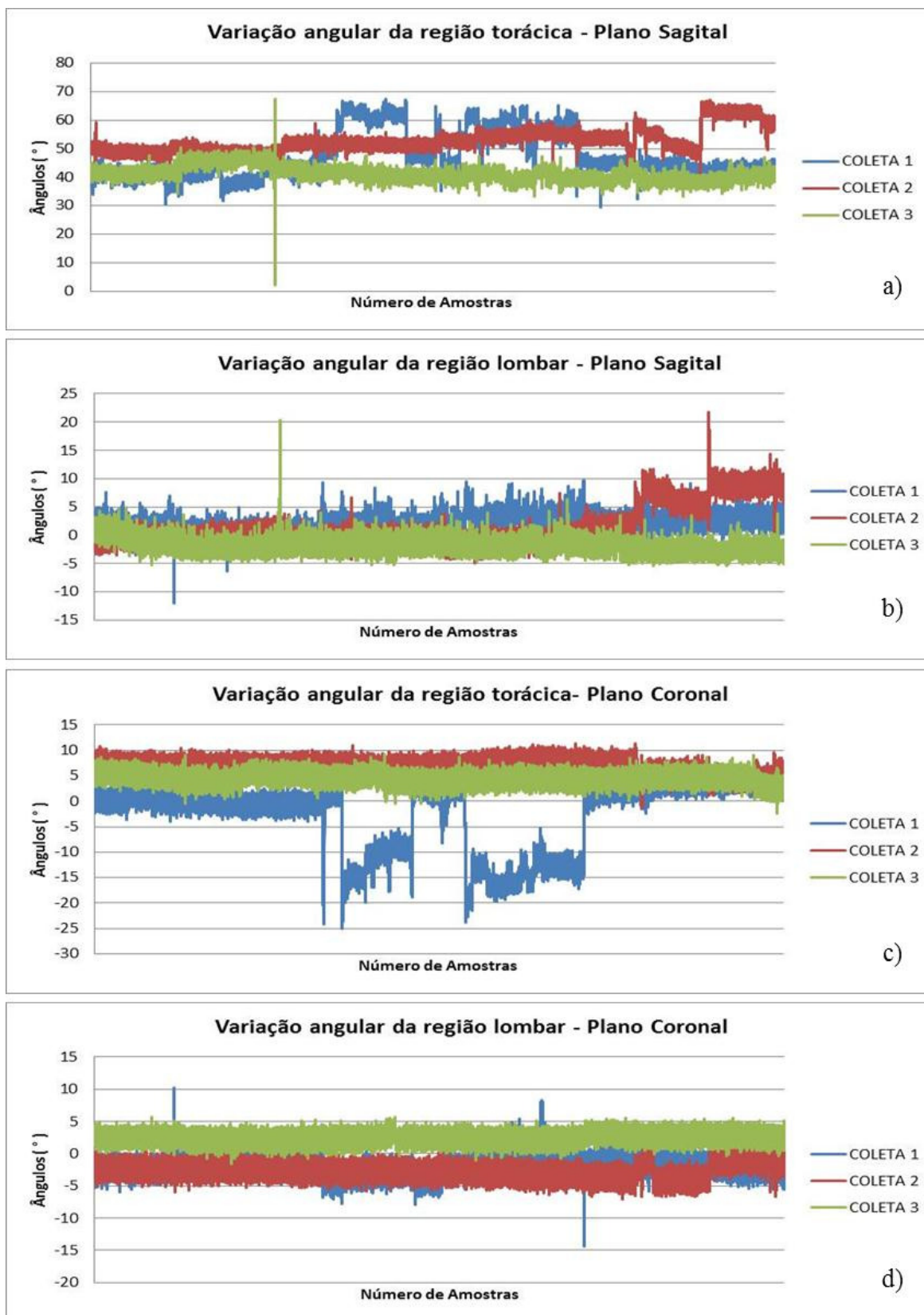
Gráfico 40: Variação angular da coluna vertebral do voluntário 1



a) Região torácica, plano sagital; b) Região lombar, plano sagital; c) Região torácica, plano coronal;
d) Região lombar, plano coronal.

Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico41: Variação angular da coluna vertebral do voluntário 2



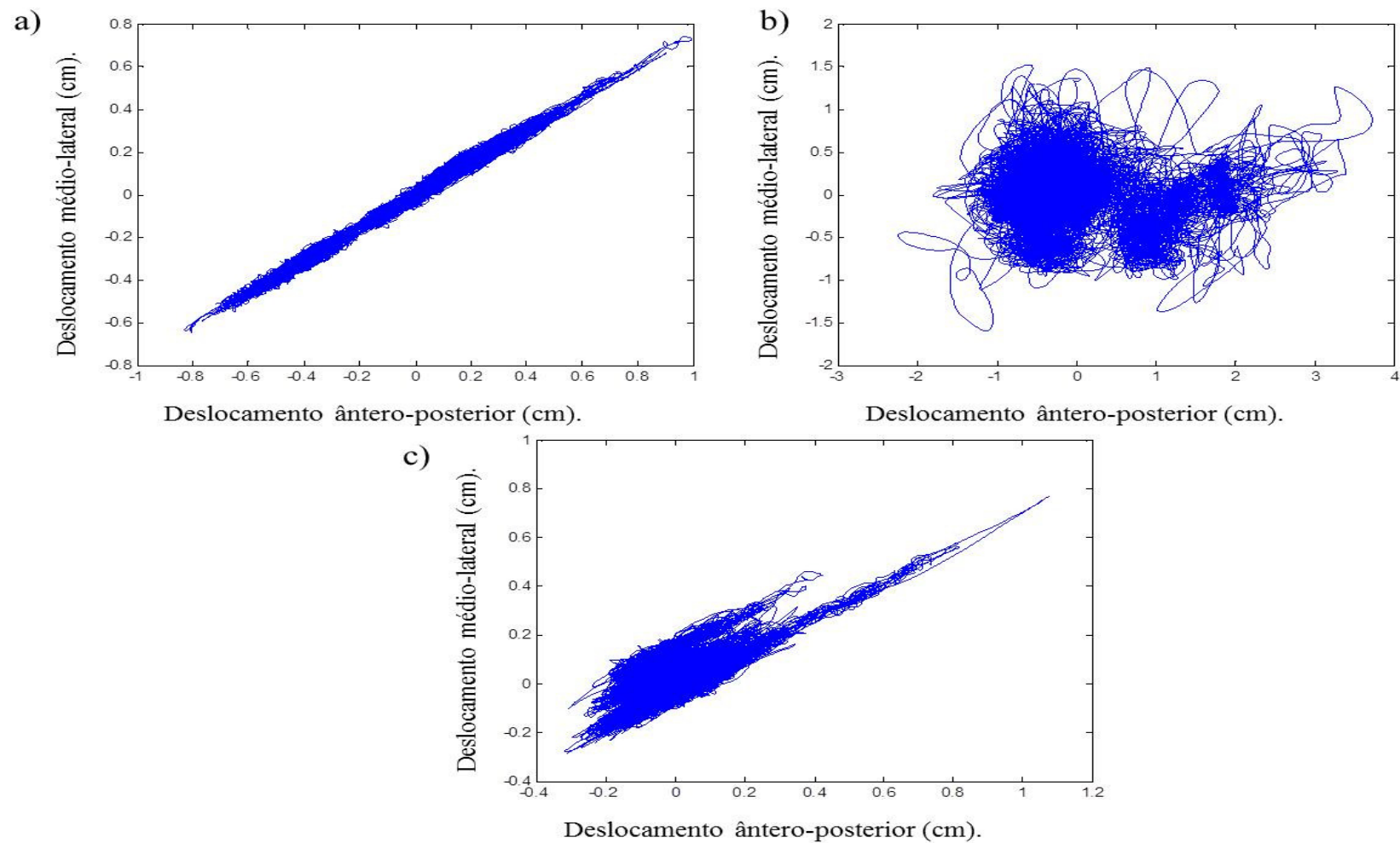
a) Região torácica, plano sagital; b) Região lombar, plano sagital; c) Região torácica, plano coronal;
 d) Região lombar, plano coronal.

Fonte: Elaborado pela autora.

7.3.2. Plataforma de Forças

Os gráficos 42 e 43 mostram os estabilogramas obtidos através dos dados da plataforma de forças, em que os deslocamentos na direção ântero-posterior são representados no eixo das abcissas e no eixo das ordenadas são exibidos os movimentos na direção médio-lateral. As medidas dos estabilogramas estão em centímetros.

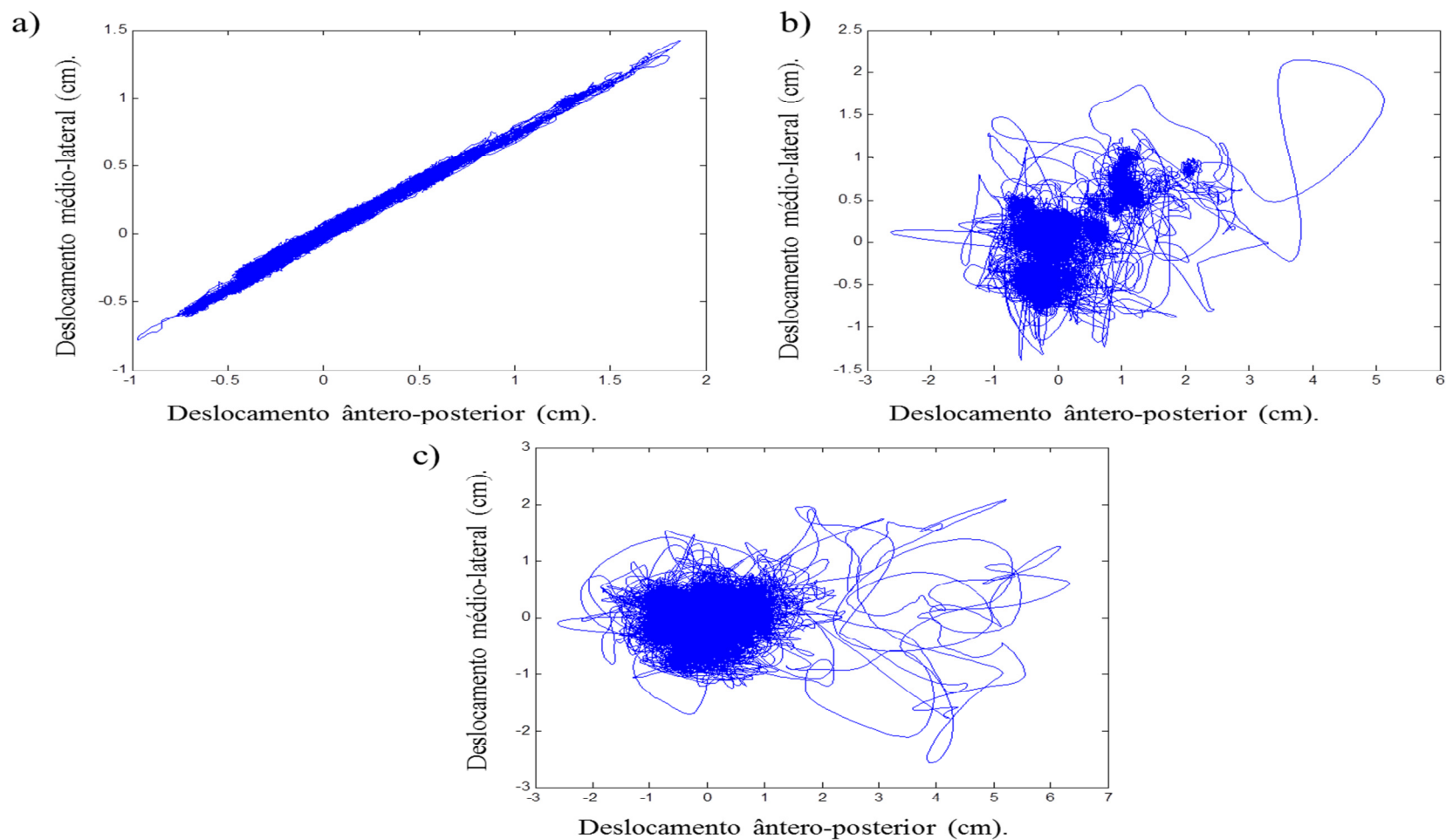
Gráfico42: Estabilogramas do voluntário 1



a) coleta 1; b) coleta 2; c) coleta 3.

Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico43: Estabilogramas do voluntário 2.



a) coleta 1; b) coleta 2; c) coleta 3.

Fonte: Elaborado pela autora.

Analisando visualmente as variações angulares da coluna vertebral mostradas nos gráficos 40 e 41 e o deslocamento do COP nos Gráfico42 e 43, percebe-se uma clara diferença no comportamento dos voluntários 1 e 2. O voluntário 1 movimentou-se mais na 2ª coleta, conforme os gráficos 40 e 42, enquanto que o voluntário 2 apresentou grande deslocamento do COP durante as 3 coletas no gráfico 43, mas quase nenhuma variação angular.

O deslocamento do COP na direção ântero-posterior foi mais acentuado em ambos os voluntários, porém o voluntário 2 apresentou considerável deslocamento do COP na direção médio-lateral, visto que durante as coletas o mesmo apoiava o braço esquerdo sobre a mesa por alguns instantes.

Os resultados foram correspondentes com a observação visual dos voluntários durante as coletas, em que o voluntário 1 durante as coletas permaneceu com a postura mais fixa, apresentando pequenas variações angulares da coluna vertebral na região torácica, já o voluntário 2 manteve a curvatura da coluna porém movimentava o tronco na direção ântero-posterior, isto é aproximava o tronco da mesa e do encosto da cadeira. A grande variação angular da coluna, na coleta 1 do voluntário 2 ocorreu porque o mesmo ficou incomodado com a acomodação das unidades 9DOF.

7.4. Discussão

CANEIRO, 2010, avaliou a variação angular no plano sagital para algumas posturas na posição sentada em voluntários saudáveis e verificou que os ângulos da região torácica podem variar de 0° a 60° e da região lombar podem oscilar de -20° a 20°, dependendo da postura adotada. Semelhantemente, CLAUS, 2009 identificou a variação angular na região torácica de aproximadamente 10° a 30° e na região lombar de -10° a 25°. Neste trabalho as variações foram muito semelhantes, pois o voluntário 1 na região torácica no plano sagital teve variações médias de $31,3^{\circ} \pm 6,7^{\circ}$ e o

voluntário 2 de $47,2^{\circ} \pm 3,6^{\circ}$. Para a região lombar semelhanças também foram encontradas, pois o voluntário 1 teve variações médias de $3,1^{\circ} \pm 3,2^{\circ}$ e o voluntário 2 teve variações médias de $2,8^{\circ} \pm 2,3^{\circ}$.

Quanto a variação angular da curvatura da coluna vertebral de pessoas saudáveis na posição sentada para o plano coronal, não foi encontrado nenhum trabalho na literatura.

De acordo com H.E.Søndergaard, 2010, o aumento da curvatura lombar e a variação do COP podem estar relacionados com o aumento da sensação de desconforto. Dessa forma, conclui-se que o voluntário 2 sentiu mais desconforto durante as 3 coletas que o voluntário 1, já que a variação do COP do voluntário 2 foi maior. Porém Fenety, 2000, verificou que mudanças consideráveis na movimentação da pessoa sentada na cadeira ocorrem após 2 horas de manutenção da postura sentada, e que outros fatores como o estresse da pessoa podem afetar profundamente o deslocamento do COP.

As técnicas de fotogrametria ou câmeras de vídeo não seriam viáveis para esse trabalho, pois o encosto da cadeira ocultaria a visualização dos marcadores necessários para estas ferramentas de avaliação postural, além do que a monitoração ao longo do tempo exigiria uma quantidade enorme de fotos ou vídeo, levando a uma avaliação de resultados lenta e cansativa, passível de muitos erros. Outro ponto negativo destas ferramentas seria o posicionamento e calibração das câmeras de vídeo e também a adequação da iluminação do ambiente de trabalho dos voluntários para obter imagens de qualidade.

Comparando esse protótipo de monitoração da postura sentada, com outros já desenvolvidos e apresentados na literatura, pode-se observar que o mesmo permite uma monitoração da posição sentada com margem de erros aceitáveis para aplicação e flexibilidade por permitir que a postura seja avaliada nos locais de trabalho, ao longo do dia e em modelos de cadeira que tenham encosto e apoio de braços. Porém, as cadeiras utilizadas devem possuir 4 pontos de apoio, para avaliar a distribuição de força e variação do COP.

Foi implementado apenas o protótipo do software para estabelecer a comunicação, salvar alguns dados e realizar as coletas. Sendo necessário, melhorar a interface, realizar tratamentos de erros e implementar o processamento dos dados.

7.5. Considerações Finais

Os resultados de validação da plataforma de forças e unidades 9DOFs foram semelhantes aos ajustados nos instrumentos de referência, mostrando-se confiáveis, assim como os resultados dos voluntários que foram comparados aos de outras pesquisas.

Conclusões

Este capítulo se dedica às conclusões obtidas com o desenvolvimento do trabalho, e os possíveis trabalhos futuros.

8.1. Conclusões

Com o desenvolvimento do protótipo de monitoração da postura sentada foi possível monitorar o deslocamento do COP e verificar as variações na curvatura da coluna vertebral nas regiões lombar e torácica, em que foi constatado o aumento na movimentação dos voluntários enquanto sentado na cadeira e conseqüentemente o aumento da sensação de desconforto entre os dois voluntários.

8.2. Trabalhos Futuros

No intuito de melhorar e expandir os resultados do trabalho, sugere-se como trabalhos futuros:

- 1) Implementar o processamento dos sinais em tempo real;

- 2) Realizar coletas longas com intervalos entre as coletas reduzidos;
- 3) Monitorar a postura sentada de pacientes com distúrbios neurológicos;
- 4) Tratamentos da postura sentada com o sistema de monitoração e biofeedback.

Referências

- Abreu, C. L. G. D. Análise da Postura de Indivíduos Hemiplégicos Cadeirantes em Assentos de Diferentes densidades por meio da Fotogrametria Computadorizada. Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2012. 80 p.
- Alnaser, M. Z. e E. H. Wughalter. Effect of chair design on ratings of discomfort. Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation, v.34, n.2, p.223-234. 2009.
- Anne Fenety, P., C. Putnam, *et al.* In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. Applied Ergonomics, v.31, n.4, p.383-393. 2000.
- Barbosa, A. F. Avaliação da Influência do Mobiliário Escolar na Postura Corporal em Alunos Adolescentes. (Dissertação). Escola de Engenharia, Universidade do Minho, 2009. 155 p.
- Barela, A. M. F. e M Duarte. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Brazilian Journal of Motor Behavior, v.6, n.1, p.56-61. 2011.
- Barros, S. S. D., R. D. C. D. O. Ângelo, *et al.* Occupational low back pain and the sitting position. Rev. dor, v.112, p.226-30. 2011.
- Bracciali, L. M. P. e R. Vilarta. ASPECTOS A SEREM CONSIDERADOS NA ELABORAÇÃO DE PROGRAMAS DE PREVENÇÃO E ORIENTAÇÃO DE PROBLEMAS POSTURAI. Rev. paul. Educ. Fís., p.159-71. 2000.
- Caneiro, J. P., P. O'sullivan, *et al.* The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. Manual therapy, v.15, n.1, p.54-60. 2010.
- Claus, A. P., J. A. Hides, *et al.* Is "ideal" sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures. Manual therapy, v.14, n.4, p.404-408. 2009.
- Duarte, M. e S. M. S. F. Freitas. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. Revista Brasileira de Fisioterapia, v.14, p.183-192. 2010.

Ellegast, R. P., K. Kraft, *et al.* Comparison of four specific dynamic office chairs with a conventional office chair: Impact upon muscle activation, physical activity and posture. Applied Ergonomics, v.43, n.2, p.296-307. 2012.

Harrison, D. D., S. O. Harrison, *et al.* Sitting biomechanics Part I: Review of the Literature. Journal of manipulative and physiological therapeutics, v.22, n.9, p.594-609. 1999.

H.E.Søndergaard, K., Christiang.Olesen, *et al.* The variability and complexity of sitting postural control are associated with discomfort. Journal of Biomechanics, v.43, p.4. 2010.

Huet, M. Avaliação ergonômica e cinesiológica dos constrangimentos músculo-esqueléticos da região sacro-lombar na postura sentada em viagens aéreas longas. (Dissertação). Departamento de Artes e Design, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2003. 253 p.

Kamiya, K., M. Kudo, *et al.* Sitting posture analysis by pressure sensors. Pattern Recognition, 2008. ICPR 2008. 19th International Conference on. 8-11 Dec. 2008, 2008. 1-4 p.

Lacoste, M., M. Therrien, *et al.* Assessment of seated postural control in children: comparison of a force platform versus a pressure mapping system. Arch. Phys. Med. Rehabil., v.87, n.12, p.1623. 2006.

Marques, N. R., C. Z. Hallal, *et al.* Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: uma revisão. Fisioterapia e Pesquisa, v.17, p.270-276. 2010.

Mccormick, D. A. e R. G. Tubergen. System to monitor task chair seating. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.18, n.10, Dec, p.981-4. 2003.

Nadeau, S., P. Desjardins, *et al.* A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. Medical and Biological Engineering and Computing, v.46, n.3, p.299-306. 2008.

Nag, P. K., S. Pal, *et al.* Human-seat interface analysis of upper and lower body weight distribution. International Journal of Industrial Ergonomics, v.38, n.5-6, p.539-545. 2008.

Park, S.-Y. e W.-G. Yoo. Effects of a Posture Sensing Composite Display Device (PSCD) on Lumbopelvic Motion during Computer Work. J. Phys. Ther. Sci, v.23, p.3. 2011.

Pinheiro, A. P. Desenvolvimento de um sistema de captura e análise de movimento baseado em técnicas de visão computacional. Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2008. 125 p.

- Quagliarella, L., N. Sasanelli, *et al.* Drift in posturography systems equipped with a piezoelectric force platform: analysis and numerical compensation. IEEE Trans. Instrum. Meas., v.57, n.5, p.997. 2008.
- Resende, F. D. L. E. S. Análise da distribuição de cargas e das forças entre assento e encosto, na postura sentada adequada. (Dissertação). Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006. 114 p.
- Ritter, A. L. D. S. Postura Corporal ao Sentar e Transportar Material Escolar. (Tese). Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009. 158 p.
- Roetenberg, D., H. J. Luinge, *et al.* Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, v.13, n.3, p.395-405. 2005.
- Rossi, S., F. Patanè, *et al.* Centre of pressure in dynamic posturography: a comparison among systems based on a pressure matrix and a force platform. Measurement Science and Technology, v.21, n.1, p.015801. 2010.
- Strang, A., J. Haworth, *et al.* Structural changes in postural sway lend insight into effects of balance training, vision, and support surface on postural control in a healthy population. European Journal of Applied Physiology, v.111, n.7, p.1485-1495. 2011.
- Urquiza, M. A. Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica. Faculdade de engenharia elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005. 127 p.
- Veltink, P. H., H. B. J. Bussmann, *et al.* Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, v.4, n.4, p.375-385. 1996.
- Vieira, E. e S. Kumar. Working Postures: A Literature Review. Journal of Occupational Rehabilitation, v.14, n.2, p.143-159. 2004.
- Wong, W. Y., M. S. Wong, *et al.* Clinical Applications of Sensors for Human Posture and Movement Analysis: A Review. Prosthetics and Orthotics International, v.31, n.1, p.62-75. 2007.
- Wong, W. Y. e M. S. Wong. Detecting spinal posture change in sitting positions with tri-axial accelerometers. Gait Posture, v.27, n.1, p.168 - 171. 2008.
- Zapater, A. R., D. M. Silveira, *et al.* Postura sentada: a eficácia de um programa de educação para escolares. Ciência & Saúde Coletiva, v.9, p.191-199. 2004.

URL 1: Página oficial da Mk Controle e Instrumentação LTDA. Disponível em: <<http://www.mkcontrole.com.br/>>. Acesso em: 19 fev. 2014.

URL 2: Página oficial da Texas Instruments. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/sbos445b/sbos445b.pdf>>. Acesso em: 19 fev. 2014.

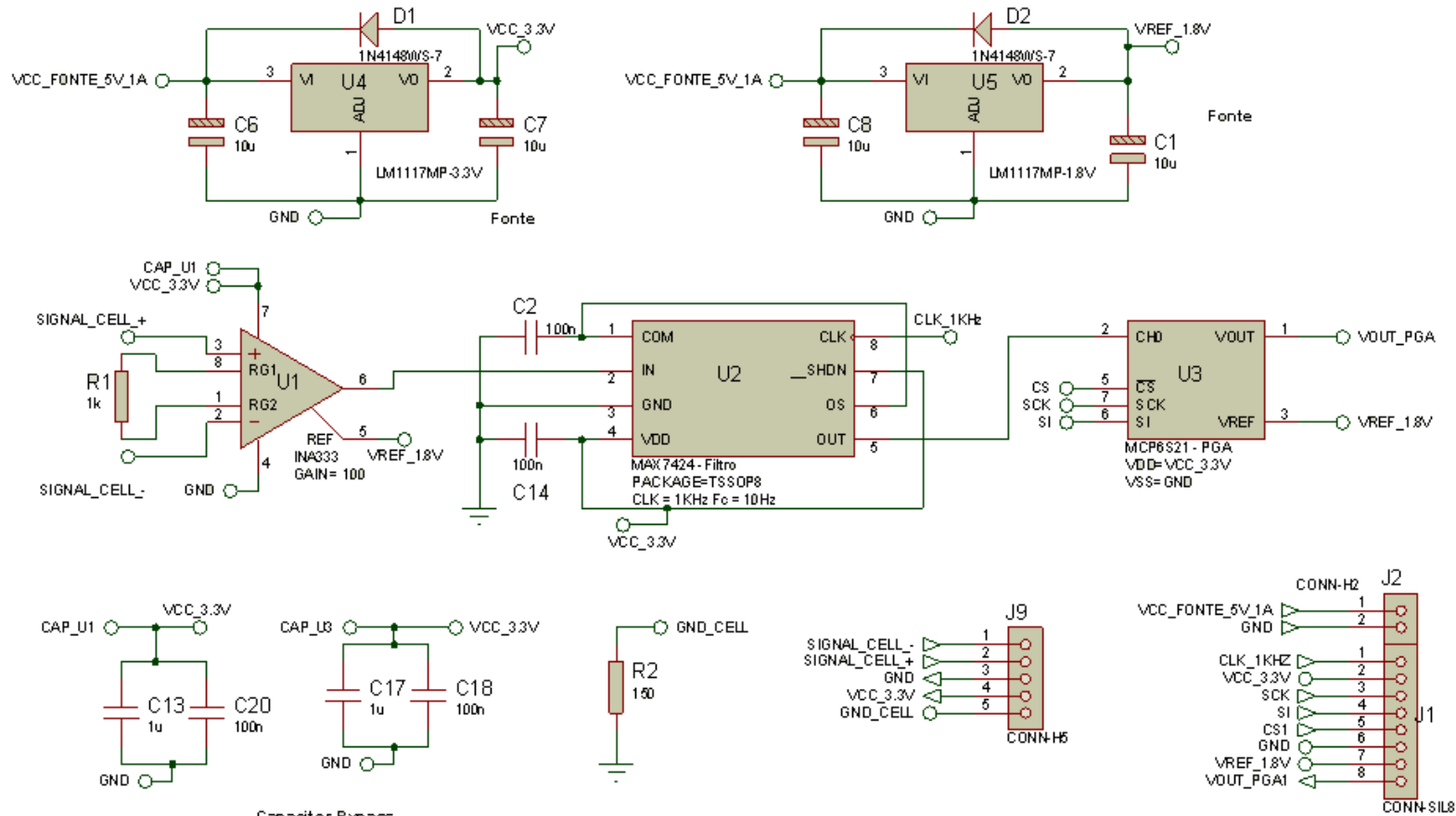
URL 3: Página oficial da Maxim Integrated. Disponível em: <<http://www.maximintegrated.com/datasheet/index.mvp/id/2409>>. Acesso em: 19 fev. 2014.

URL4: Página oficial da *Keil*. Disponível em: <http://www.keil.com/dd/docs/datashts/philips/user_manual_lpc214x.pdf>. Acesso em: 07 dez. 2010.

ANEXOS

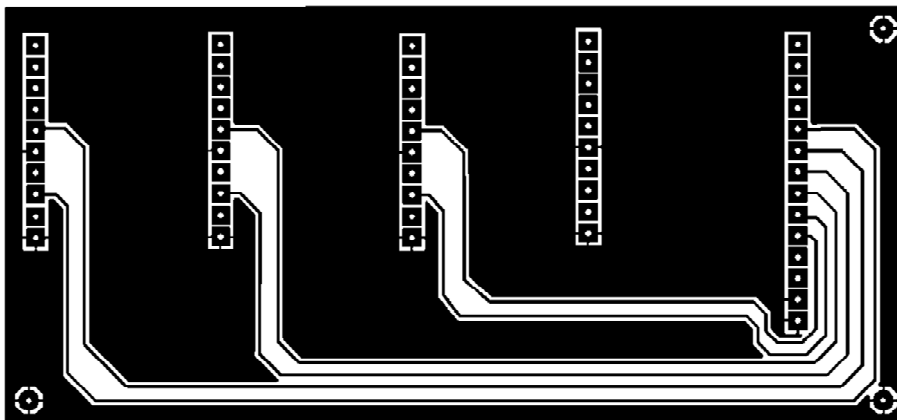
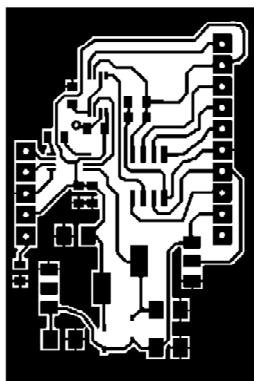
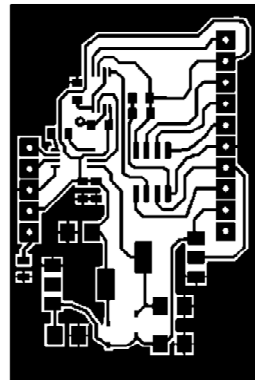
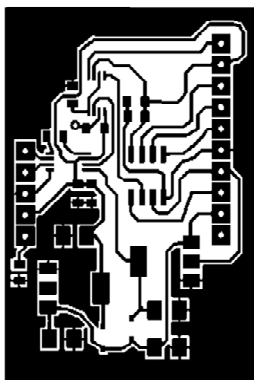
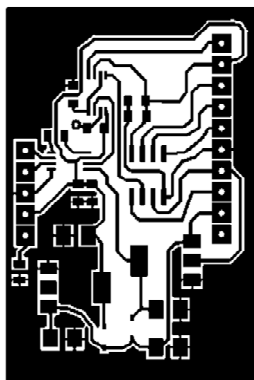
ANEXO A: Detalhes das placas de condicionamento de sinais

Figura 44: Esquemático da placa de condicionamento de sinais



Fonte: Elaborada pela autora

Figura 45: Esquemático da placa de condicionamento de sinais



Fonte: Elaborada pela autora

ANEXO B - Questionário de dados pessoais**Questionário de dados pessoais**

Data da avaliação: ___/___/___

Número do voluntário: _____

Idade: _____ Sexo: _____

Peso: _____ Altura: _____

Profissão: _____

Membro dominante: () direito () esquerdo

Prática de atividade física: () sim () não

Modalidade: _____ Freqüência: _____

Questionário de problemas musculoesqueléticos relacionados à coluna vertebral

1. Quanto tempo, por dia, você trabalha na posição sentada:

() 3 horas () 5 horas () 6 horas ou mais () outras

Especifique: _____

2. Já sentiu dor nas costas após um dia de trabalho:

() sim () não

3. Sente dores das costas com freqüência:

() sim () não

4. Se "sim", Com que freqüência:

() 1 vez/semana () 3 vezes/semana () 5 vezes/semana () todos os dias () outras

Especifique: _____

5. Se "sim", em qual região:

() Lombar () Cervical () Torácica () outras

Especifique: _____

6. Após quanto tempo, de início do seu trabalho, que você sente dores nas costas:

() 30 minutos () 1 hora () 2 horas ou mais () não sente dor () outras

Especifique: _____

7. Quando sente dores nas costas, o que você faz para acabar com ela:

() Deita e relaxa () Toma um analgésico () pratica alongamento () outras

Especifique: _____

8. Com que freqüência, você se levanta da cadeira ou pratica alongamento:

() 15 minutos () 30 minutos () 1 hora ou mais () outras

Especifique: _____

9. Histórico de cirurgia ou lesão na coluna vertebral:

() sim () não

Obs: _____

Medicamentos: _____

ANEXO C - Código do firmware gravado no ARM LPC2148:

- **Arquivo principal: main**

```

/*
 * main.c
 *
 * Created on: 21/06/2012
 * Author: FELIPE
 *
 * Editado em: 06/09/2012
 * Autor:Marla
 *
 */
#include <string.h>
#include "lpc214x.h"
#include "cpu_init.h"
#include "type.h"
#include "USB/usbapi.h"
#include "UART/uart.h"
#include "lpc214x.h"
#include "USB/USB.h"
#include "USB/usbdebug.h"
#include "USB/USBDescriptors.h"
#include "AD_CHx.h"
#include "timer0.h"
#include "spi.h"
#define PLOCK 0x400
//Variavel da USB
U8 buff_in[64] = {0}; //Recebe dados da USB
U8 buff_out[64] = {0}; //Envia dados pela USB
static U8 abVendorReqData[sizeof(TMemoryCmd)] = {0};
//Escreve pacotes de até 64 bytes na USB
//Para a escrita, aguarda a solicitação do software
void USB_HandleBulkIn_Callback(U8 bEP, U8 bEPStatus)
{
    USBHwEPWrite(bEP, buff_out,64);
}
//Recebe pacotes de até 64 bytes pela USB
void USB_HandleBulkOut_Callback(U8 bEP, U8 bEPStatus)
{
    int x = 0;
    x = USBHwEPRead(bEP,buff_in,sizeof(buff_in));
//GANHO PGA - SPI
////////////////////////////////////
    if (buff_in[0] == 1) //ganho 1, index 0 +1 =1
    {

```



```
        write_spi(0x00);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 2) // ganho 2, index 1 +1 =2
    {
        write_spi(0x01);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 3) // ganho 4, index 2 +1 =3
    {
        write_spi(0x02);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 4) // ganho 5, index 3 +1 =4
    {
        write_spi(0x03);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 5) // ganho 8, index 4 +1 =5
    {
        write_spi(0x04);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 6) // ganho 10, index 5 + 1 = 6
    {
        write_spi(0x05);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 7) // ganho 16, index 6 + 1 = 7
    {
        write_spi(0x06);
        buff_in[0] = 0;
    }
    else if (buff_in[0] == 8) // ganho 32, index 7 + 1 = 8
    {
        write_spi(0x07);
        buff_in[0] = 0;
    }
    //////////////////////////////////////
    ///
    //INICIAR A AQUISICAO
    else if (buff_in[0] == 9)
    {
        Timer0_Periodico(10000); //aquisição a 10 ms / Tx Am. 100 Hz
        buff_in[0] = 0;
    }
}
```

```

// PARAR A AQUISICAO
else if (buff_in[0] == 10)//parar aquisição
{
    TOTCR          = 0x00000000;    //enable timer
    TOTC = 0;
    buff_in[0] = 0;
}
}
int main(void)
{
    //Inicialização do ARM, F = 60Mhz, para o processador e periféricos
    cpu_init();
    //inicializacao do A/D, para conversão de 4 canais
    ad_init();
    //inicializa spi
    spi_init();
    //FILTRO Passa Baixa
    IODIR0 |= (1<<2);//configura os pinos P0.2 como saida FILTRO
    //USB inicialização
    //////////////////////////////////////
    //////////////////////////////////////
    TRACE_DEBUG("Initialising USB stack\n");
    // initialise stack
    USBInit();
    //Configure the usb interrupt and define the interrupt handle
    USB_Init_Interrupt();
    // register device descriptors
    USBRegisterDescriptors(abDescriptors);
    // override standard request handler
    USBRegisterRequestHandler(REQTYPE_TYPE_VENDOR,
HandleVendorRequest, abVendorReqData);
    // register endpoints
    USBHwRegisterEPIntHandler(BULK_IN_EP,
USB_HandleBulkIn_Callback);
    USBHwRegisterEPIntHandler(BULK_OUT_EP,
USB_HandleBulkOut_Callback);
    TRACE_DEBUG("Starting USB communication\n");
    // connect to bus
    USBHwConnect(TRUE);
    //////////////////////////////////////
    //////////////////////////////////////
    while(1)
    {
        IOSET0 = (1<<2);
        delay_us(500);
        IOCLR0 = (1<<2);
    }
}

```

```

        delay_us(500);
    }
    return 0;
}

```

- **Arquivo secundário: SPI**

```

/*
 * spi.c
 *
 * Created on: 09/02/2012
 * Author: Marla
 */
#include "LPC214x.h"
#include "cpu_init.h"
#include "spi.h"
#include "delay_loop.h"
void spi_init(void)
{
    PINSEL0 |= (1<<8)|(1<<12); //configura as funcoes dos pinos para SCK0
(P0.4), MOSI0(P0.6)
    IODIR0 |= (1<<3)|(1<<5)|(1<<7)|(1<<9); //configura os pinos P0.3, P0.5,
P0.7,P0.9 como saida
    //I   OSET0 = (1<<3);
    S0SPCR |= (1<<5)|(1<<11); //configura a SPI para operar em modo master e
16 bits de transferencia
    //S0SPCR |= (1<<5)|(1<<2); //configura a SPI para operar em modo master
e 16 bits de transferencia
    S0SPCCR = 0x00000030; //configura a taxa para 1MHz - SPCCR = 20; taxa =
PCLK/SPCCR
}
unsigned int write_spi(unsigned int gain)
{
    IOCLR0 = (1<<3)|(1<<5)|(1<<7)|(1<<9); //seta o chip select(SSEL)
CS1,CS2,CS3,CS4 para 0
    delay_us(2);
    S0SPDR = 0x00000040; //configura a opção de escrita no registrador
    while (!(S0SPSR & 0b10000000));
    S0SPDR = gain; //ganho
    while (!(S0SPSR & 0b10000000));
    delay_us(2);
    IOSET0 = (1<<3)|(1<<5)|(1<<7)|(1<<9); //desabilita o chip select (SSEL)
    //delay_us(5);
    return (0);
}

```

- **Arquivo secundário: timer**

```

/*
 * timer0.c
 *
 * Created on: 08/02/2012
 * Author: Marla
 *
 * Editado em 06/09/2012
 * Autor; Marla
 */
/*-----*/
/*          INCLUDES          */
/*-----*/
#include "string.h"
#include "lpc214x.h"
#include "cpu_init.h"
#include "type.h"
#include "AD_CHx.h"
#include "timer0.h"
#include "delay_loop.h"
extern U8 buff_out[64]; // recebe dados da USB, GLOBAL
U16 pont_esc = 0; // ponteiro de escrita, do buffer do A/D
U16 valor_ch[32] = {0}; // buffer do A/D, armazena 32 dados do A/D, cada posição de
16 bits
U16 dado[32] = {1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 1, 2};
static void T0_Periodico(void) __attribute__((interrupt("IRQ")));
    // Interrupção que ocorre a cada 10 ms para leitura dos canais A/D
void T0_Periodico(void)
{
    valor_ch[pont_esc] = ADC_Read(1); // canal 1 do A/D1, porta P0.8 conecta
EXT1-9
    delay_us(10);
    pont_esc++; // incrementa o contador
    valor_ch[pont_esc] = ADC_Read(2); // canal 2 do A/D1, porta P0.10 conecta
EXT1-11
    delay_us(10);
    pont_esc++; // incrementa o contador
    valor_ch[pont_esc] = ADC_Read(3); // canal 3 do A/D1, porta P0.12 conecta
EXT1-13
    delay_us(10);
    pont_esc++; // incrementa o contador
    valor_ch[pont_esc] = ADC_Read(4); // canal 4 do A/D1, porta P0.13 conecta
EXT1-14

```

```

    delay_us(10);
    pont_esc ++; // incrementa o contador
    //O          buffer          valor_ch          =
[ADC_Read(1),ADC_Read(2),ADC_Read(3),ADC_Read(4),...]
    if(pont_esc >= 32)
    {
        //Faz uma copia para buff_out de 32 dados * 2 bytes(por dado) = 64
bytes
        memcpy(&buff_out,valor_ch,64);
        delay_us(5);
        pont_esc = 0; //reinicia o contador
    }
    TOIR          |= 0x00000001;          //Clear match 0 interrupt
    VICVectAddr = 0x00000000;          //Dummy write to signal end
of interrupt
}
void Timer0_Periodico(unsigned int tempo_us)
{
    T0PR          = 60;          //Load prescaler
    T0TCR          = 0x00000002;          //Reset counter and prescaler
    T0MCR          = 0x00000003;          //On match reset the counter and
generate an interrupt
    T0MR0          = tempo_us;          // T0MR0 = Match Register 0,
    T0TCR          = 0x00000001;          //enable timer
    VICVectAddr4 = (unsigned)T0_Periodico; // Configura o endereço do
vetor de interrupção (ISR)
    VICVectCntl4 = 0x00000024;          // Seleciona o vetor de controle de
interrupção (O vetor VICVectCntl0 possui a prioridade mais alta)
    VICIntSelect &= ~(1<<4);          // Garante uma IRQ ao invés de uma FIQ
    VICIntEnable |= 0x00000010;          // Habilita a interrupção do TIMER0
}
/*-----*/
/*          EOF          */
/*-----*/

```

- **Arquivo secundário: inicialização ARM**

CPU_INIT

```

/*-----*/
/*          INCLUDES          */
/*-----*/
#include "LPC214x.h"
#include "cpu_init.h"
/*-----*/
/*          DEFINITIONS AND MACROS          */

```

```

/*-----*/
#define PLOCK 0x400 // Frequency Lock (configurando o PLL
#define MEMMAP_BOOT_LOADER_MODE 0 // Interrupt vectors are re-
mapped to Boot Block.
#define MEMMAP_USER_FLASH_MODE (1<<0) // Interrupt vectors are not re-
mapped and reside in Flash.
#define MEMMAP_USER_RAM_MODE (1<<1) // Interrupt vectors are re-
mapped to Static RAM.
void feed(void); // Utilizado para alimentar o PLL
/*****/
/* Função que inicializa o microcontrolador */
/*****/
void cpu_init(void) {
    PLL0CFG= cpuMHz; // Configura o clock da CPU do ARM
feed();
    // Enabling the PLL */
    PLL0CON=0x01;
    feed();
    // Wait for the PLL to lock to set frequency
    while(!(PLL0STAT & PLOCK));
    // Connect the PLL as the clock source
    PLL0CON=0x3;
    feed();
    // Enabling MAM and setting number of clocks used for Flash memory fetch (4
cclks in this case)
    MAMCR=0x02;
    MAMTIM=0x4;
    // Configura o clock dos periféricos (pclk) de acordo com o clock do processador
(cclk)
    VPBDIV=bus_freq; // Configura a frequência do barramento dos periféricos
// maps interrupt vector to flash
    MEMMAP = MEMMAP_USER_FLASH_MODE;
}
/*****/
/* Função para comando
* o PLL a executar o último comando.
* O microcontrolador implementa isso como forma de segurança extra
* no caso de inadvertidamente o código alterar a configuração do PLL */
/*****/
void feed(void)
{
    PLL0FEED=0xAA; // olhar no datasheet
    PLL0FEED=0x55;
}
/*-----*/
/* EOF */

```

```
/*-----*/
```

- **Arquivo secundário: conversor A/D**

```
/*
```

```
 * timer0.c
```

```
 *
```

```
 * Created on: 08/02/2012
```

```
 * Author: Marla
```

```
 *
```

```
 * Editado em 06/09/2012
```

```
 * Autor; Marla
```

```
 *
```

```
/*
```

```
=====
===== */
```

```
/*-----*/
```

```
/*          INCLUDES          */
```

```
/*-----*/
```

```
#include "LPC214x.h"
```

```
#include "AD_CHx.h"
```

```
/*-----*/
```

```
/*          DEFINITIONS AND MACROS          */
```

```
/*-----*/
```

```
#define PCLK_CLOCK      60000000
```

```
#define MAXIMUM_ADC_CLOCK 4500000
```

```
// #define SEL          (1<<3) | (1<<2) // configura o canal AD0.3
```

// 15:8 CLKDIV - The VPB clock (PCLK) is divided by (this value plus one) to produce the clock

// for the A/D converter, which should be less than or equal to 4.5 MHz.

Typically, software should

// program the smallest value in this field that yields a clock of 4.5 MHz or slightly less, but

// in certain cases (such as a high-impedance analog source) a slower clock may be desirable.

#define CLKDIV (14<<8) // O clock dos periféricos (pclk) é dividido por este valor para se obter o clock do A/D

// Se o clock do processador estiver configurado em 60 MHz, o A/D poderá realizar até

// (60 MHz/(CLKDIV*CLKS)) amostras por segundo.

// 16 BURST = 1 - The AD converter does repeated conversions at the rate selected by the CLKS field,

// scanning (if necessary) through the pins selected by 1s in the SEL field.

The first

```

// conversion after the start corresponds to the least-significant 1 in the
SEL field, then
// higher numbered 1-bits (pins) if applicable. Repeated conversions can
be terminated by
// clearing this bit, but the conversion that's in progress when this bit is
cleared will be
// completed.
// Important: START bits must be 000 when BURST = 1 or conversions
will not start.
// BURST = 0 Conversions are software controlled and require 11 clocks.
#define BURST          (1<<16)
// 19:17 CLKS - This field selects the number of clocks used for each
conversion in Burst mode,
// and the number of bits of accuracy of the result in the RESULT bits of
ADDR, between 11 clocks
// (10 bits) and 4 clocks (3 bits).
//
// 000 11 clocks / 10 bits
// 001 10 clocks / 9bits
// 010 9 clocks / 8 bits
// 011 8 clocks / 7 bits
// 100 7 clocks / 6 bits
// 101 6 clocks / 5 bits
// 110 5 clocks / 4 bits
// 111 4 clocks / 3 bits
#define CLKS          (0<<17)
// 21 PDN 1 The A/D converter is operational.
//      0 The A/D converter is in power-down mode.
#define PDN          (1<<21)
// 26:24 START When the BURST bit is 0, these bits control whether and
when an A/D conversion is started:
// 000 No start (this value should be used when clearing PDN to 0).
// 001 Start conversion now.
//      010 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on
P0.16/EINT0/MAT0.2/CAP0.2 pin.
//      011 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on
P0.22/TD3/CAP0.0/MAT0.0 pin.
// 100 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on MAT0.1.
// 101 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on MAT0.3.
// 110 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on MAT1.0.
// 111 Start conversion when the edge selected by bit 27 occurs on MAT1.1.
#define START      (1<<24)
// This bit is significant only when the START field contains 010-111. In
these cases:
// 1 Start conversion on a falling edge on the selected CAP/MAT signal.
// 0 Start conversion on a rising edge on the selected CAP/MAT signal.

```



```

#define EDGE    (0<<27)
// #define adcr_start_mask 7<<24
// #define adcr_sel_mask 0x000000FF
/*-----*/
/*          TYPEDEFS, CLASSES AND STRUCTURES          */
/*-----*/
/*-----*/
/*          PROTOTYPES          */
/*-----*/
/*-----*/
/*          GLOBAL VARIABLES          */
/*-----*/
/*-----*/
/*          LOCAL VARIABLES          */
/*-----*/
/*-----*/
/*          FUNCTION IMPLEMENTATION          */
/*-----*/
void ad_init()
{
    PINSEL0 |=
(1<<16)|(1<<17)|(1<<20)|(1<<21)|(1<<24)|(1<<25)|(1<<26)|(1<<27); //configura
o pino como entrada analogica AD1.1 - bit 17:16(11), AD1.2 - bit 21:20(11), AD1.3 - bit
25:24(11), AD1.4 - bit 27:26(11)
    AD1CR |= CLKDIV | BURST | CLKS | PDN ; //configura o
conversor A/D
}
unsigned int ADC_Read(unsigned char channel)
{
    unsigned int conversao;
    AD1CR |= (1<<channel) ;//inicia a conversao A/D e seta o canal
do
{
    conversao = (&AD1DR0+channel); // Read A/D Data Register
} while ((conversao & 0x80000000) == 0); // Wait for end of A/D
Conversion
    conversao = ((conversao >> 6) & 0x03FF);
    return conversao;
}

```

ANEXO D - Código implementado em Matlab R2009b

```

function [resultado] = cop_func (F1,F2,F3,F4)

fid = fopen('nomeArquivo.txt');
C = textscan(fid,'%q','delimiter','\t\n');
nums = C{1,1};
modifiedStr = strrep(nums, ',', '.');
format('short');
nums2 = nums{9,1};
nums3 = str2double(nums2);
tamanho = size(nums);
inc = 0;
for i=1:5:(tamanho(1,1)-5)
inc = inc +1;
    F1(inc,1) = str2double(modifiedStr{i,1});
    F2(inc,1) = str2double(modifiedStr{i+1,1});
    F3(inc,1) = str2double(modifiedStr{i+2,1});
    F4(inc,1) = str2double(modifiedStr{i+3,1});
tempo(inc,1) = inc;
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
h = 6.5;
a = 44.3/2;
b = a;

Fx = 0;
Fy = 0;
Fz = F1+F2+F3+F4;

Mx = (F2+F3)*b - (F1+F4)*b;
My = (F1+F2)*b - (F3+F4)*b;
Mz = 0;

cp_ap = (-Fx*h - My)./Fz;%antero-posterior
cp_ml = (-Fy*h + Mx)./Fz;%medio-lateral

%%%filtragem
cp_ap=cp_ap-mean(cp_ap);
cp_ml=cp_ml-mean(cp_ml);
[b_fil,a_fil]=butter(5,10/100,'low');
cp_ap = filtfilt(b_fil,a_fil,cp_ap);%apos filtro
cp_ml = filtfilt(b_fil,a_fil,cp_ml);

```