Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Curso de Engenharia Eletrônica

Desenvolvimento de uma plataforma de força para estudo do equilíbrio humano

Autor: Caio André Albuquerque
Autor: Yuri dos Santos Bessa
Orientador: *Fabiano Araujo Soares*
Coorientador: *Luciano Emidio Neves da Fonseca*

Brasília, DF
2015

Caio André Albuquerque
Yuri dos Santos Bessa

Desenvolvimento de uma plataforma de força para estudo do equilíbrio humano

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Doutor em processamento de sinais biomédicos, Fabiano Araujo Soares.

Co-Orientador: Doutor em Engenharia Oceânica, Luciano Emidio Neves da Fonseca.

Brasília, DF
2015

CIP – Catalogação Internacional da Publicação

Bessa, Yuri. Albuquerque, Caio.
Desenvolvimento de uma plataforma de força para estudo do equilíbrio humano. Caio Albuquerque, Yuri dos Santos Bessa
Brasília: UnB, 2015. 69 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília Faculdade do Gama, Brasília, 2015. Orientação: Fabiano Araujo Soares. Coorientação: Luciano Emidio Neves da Fonseca.

1. Plataforma de força. 2. Estabilometria. 3. Equilíbrio humano 4. Extensômetro
I. Soares, Fabiano. II. Doutor.
I. Fonseca, Luciano. II. Doutor

CDU Classificação

REGULAMENTO E NORMA PARA REDAÇÃO DE RELATÓRIOS DE PROJETOS DE GRADUAÇÃO FACULDADE DO GAMA - FGA

Caio André Albuquerque
Yuri dos Santos Bessa

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 25/06/2015 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. (Doutor): Fabiano Araujo Soares, UnB/ FGA
Orientador

Prof. (Doutor): Luciano Emidio Neves da Fonseca, UnB/ FGA
Co-Orientador

Prof. (Doutor): Cristiano Jacques Miosso R. Mendes, UnB/ FGA
Membro Convidado

Prof. (Doutor): Euler de Vilhena Garcia, UnB/ FGA
Membro Convidado

Brasília, DF
2015

Resumo

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma plataforma de força para o estudo do equilíbrio humano. Esta plataforma deve permitir uma análise do equilíbrio estático de crianças, adultos e idosos, a fim de identificar as variações do centro de gravidade, o vetor do centro de pressão, a intensidade das forças em pontos estratégicos, assim como outras informações necessárias para a caracterização da postura de cada indivíduo e para o diagnóstico de patologias em desvios posturais e assimetrias na estrutura óssea. Primeiramente, foi feita uma pesquisa para se definir os requisitos que este dispositivo deveria atender de modo a permitir uma implementação mais eficiente da plataforma de força. Como requisitos fundamentais do sensor foram consideradas a faixa de trabalho (range), a sensibilidade, a curva de histerese, a linearidade, a precisão e a sensibilidade à temperatura. Foi especificada também a densidade espacial de sensores necessária para uma caracterização postural ótima. Então, foi feito um estudo com os principais sensores disponíveis no mercado com o propósito de se encontrar um sensor que preenchesse os requisitos preestabelecidos. Por fim foram definidos os principais procedimentos para a análise dos dados e o software que será utilizado na implementação do sistema.

Palavras-chave: Plataforma de força. Estabilometria. Equilíbrio Humano. Sensor de Força Resistivo.

Abstract

This work aims the development of a force platform in order to study the human equilibrium. This platform must allow an equilibrium analysis of children, adults and aged to identify variations in gravity center, the vector of pressure center, the intensity of the forces in strategy points, as well as other necessaries information for the purpose of characterization of each individual posture and for diagnosis of pathologies in postural deviations and asymmetries in bone structures. First of all, a search was made to define the requirements that the device will have to attend so that allows better efficient implementation of the force platform. As the mainly requirements of the sensor those that was considered was range, sensibility, hysteresis, linearity, precision and temperature sensitivity. The spatial density of sensors was also specified for optimal postural characterization. So was done a study with the main sensors avaible in the market with purpose of finding the one thatmatch with the predetermined requirements. Finally the main procedures for the data analysis and software which will be used in implementing the system were defined.

Keywords: Force platform. Stabilometry. Human balance. Force-Sensitive resistor.

Lista de figuras

Figura 1 - Posição ortostática.....12
Figura 2: Plataforma de força com as usa devidas componentes de força e momento Fz (força normal), Fx (força médio lateral), Fy (força antero posterior), Mx (momento em torno do eixo X) e My (momento em torno do eixo Y) 14
Figura 3 – Plataforma de forças de Cunningham e Brown [12].....15
Figura 4 – Plataforma de força de Lywood et. al., na qual o instrumento é constituído por um alicerce onde são encaixados os blocos “C” que, por sua vez, são anexados aos componentes “B”, que se conecta à viga “D” e às barras “A”. Os extensômetros utilizados são postos nos pontos “A”, “B” e “C” [39]. 16
Figura 5 – Plataforma de força confeccionada por Bagesteiro [2].....17
Figura 6 – Plataforma de força de Roesler sendo calibrada.....17
Figura 7 – Plataforma de força construída por Urquiza.....18
Figura 8 – Plataforma comercial modelo 9285BA (Fonte: Kistler, 2012) [85]. 19
Figura 9 – Painel frontal interface com o usuário do projeto de Silveira em 2007. Fonte: Silveira, E. M. “Sistema de aquisição de dados para palmilha instrumentada com transmissão sem fio e software de visualização”, 2007 [86]. 19
Figura 10: Trajetórias do COP, componentes *rambling* e *trembling* e os pontos de equilíbrio instantâneo, no momento de postura reta e estática. A pequena figura no gráfico é um pendulo simples invertido contemplando o conceito das componentes do centro de pressão [15]. 24
Figura 11 : Demonstração do exemplar físico-matemático do pêndulo invertido do corpo humano na postura ereta estática para o plano sagital. 28
Figura 12 – Exemplo de curva de histerese 31
Figura 13 – Modelo de sensor capacitivo.....32
Figura 14 – Modelo de construção de um sensor de força resistivo (FSR).....33
Figura 15 – Curva de histerese realizada em um teste 33
Figura 16 – Modelo de funcionamento de sensor piezoelétrico 34
Figura 17 – Exemplo de um extensômetro de folha.....35
Figura 18 - Arduino Mega 2560.....36
Figura 19 - Diagrama de funcionalidade 38
Figura 20 - Halteres usado para teste e calibração dos FSRs. 39
Figura 21 - Local de apoio sobre os FSRs 39
Figura 22- Realização das leituras de força 40
Figura 23 - Circuito condicionador.....42
Figura 24 - Diagrama de leitura de tensão do fsr 42
Figura 25 – Montagem do circuito do protótipo 43
Figura 26 - “Força x Resistência do FSR 400”. Fonte: (FSR 400 Datasheet, Interlink Electronics) [83].....44
Figura 27 - “Força x Tensão do FSR 400”. Fonte: (FSR 400 Datasheet, Interlink Electronics) [83].....45
Figura 28 - Resultado das forças exercidas sobre pontos específicos do pé.....46
Figura 29 - Posicionamento dos sensores para realizar as medições 46
Figura 30 - Bloco do sistema. (Fonte: Fukuyoshi, B. H. “Programa para gerenciamento de rebanho leiteiro”, 2012; com alterações de autoria própria).....47
Figura 31 - Arquitetura do .NET. (Fonte: Torre, R. V. “Desenvolvimento Web utilizando a plataforma Microsoft”. http://www.etelg.com.br) 49
Figura 32 - Funcionamento do aplicativo em .NET. 51
Figura 33 - Leitura do valor analógico do sensor 0. 54

Figura 34 - Conversão do valor digital para analógico 54
Figura 35 – String que armazena os valores das variáveis.....55
Figura 36 – Organização dos dados para interpolação.....56
Figura 37 – Aproximação via interpolação 57
Figura 38 – Resultado das constantes pelo software *SciDAVIs*.....57
Figura 39 - Cálculo para a força resultante 58
Figura 40 - Gráfico da leitura analógica 59
Figura 41 - Gráfico da condutância 60
Figura 42 – Gráfico da força.....60
Figura 43 - Gráfico da resistência 60
Figura 44 – Gráficos e mapa dos esforços.....61
Figura 45 – Dados salvos em um arquivo txt 62
Figura 46– Massa de 800 (oitocentos) gramas medida numa balança precisa. 62
Figura 47 - Leitura analógica medida do FSR1. 63
Figura 48 – Tensão do resistor de 10 kΩ com a massa de 800 gramas. 63
Figura 49 – Resistência calculada do sensor FSR1. 64
Figura 50 – Valores de condutância obtidos no FSR1 64
Figura 51 – Força obtida no teste executado. 65
Figura 52 – Resultados obtidos com 1600 g. 65
Figura 53– Resultados obtidos com 900 g. 65
Figura 54 – Resultados obtidos com 3000 g. 65
Figura 55 – Resultados obtidos com aproximadamente 42000 g.....66
Figura 56 – Resultados obtidos com 400 g. 66
Figura 57 – Resultados obtidos com 5000 g. 66

Sumário

I – Aspectos Norteadores 11
1. INTRODUÇÃO 11
1.1. Objetivo 13
1.2 O que é a plataforma de força? 13
1.3 Histórico da plataforma de força 14
1.4 Exemplos de uso 20
II – Fundamentação Teórica 20
2. Equilíbrio Humano 20
2.1 O que é a postura? 21
2.2 Decomposição do sinal de posturografia 23
2.3 Centro de gravidade e centro de pressão 25
2.4 Determinação do centro de gravidade 26
III - Metodologia 30
3. Metodologia para a escolha dos sensores 30
3.1 Necessidades da implementação 30
3.2 Requisitos dos sensores de pressão 30
3.3 Tipos de sensores no mercado 32
3.3.1 Sensores Capacitivos 32
3.3.2 Sensor de força resistivo 32
3.3.3 Sensores Piezoelétricos 34
3.3.4. Extensômetro 34
3.4 Sensor escolhido 35
4 Hardware 36
4.1 Microcontrolador 36
4.2 Motivos para a escolha do Arduino Mega 2560: 37
4.3 Sensor de força resistivo 38
4.4 Teste do sensor de força resistivo 38
4.5 Resposta do sensor 39
4.6 Implementação 41
4.6.1 Resumo da montagem 43
4.6.2. Pontos importantes para medição 45
5. Software 46
5.1 Detalhamento do software 47
5.2 Microsoft Visual Studio 48
5.3 MICROSOFT .NET FRAMEWORK 48
5.4 Linguagem C# 51
5.5 A declaração de uma classe 52
5.6 ORIENTEÇÃO A OBJETOS 52
5.7 Windows Forms 53
5.8 Aquisição de dados via arduino 54
5.9 Calibração 55
5.10 Software utilizado 58
5.11 Dados dos sensores salvos 61
IV – Resultados 62
6. Discussão 66
7. Conclusão 67
8. Bibliografia 68

I – Aspectos Norteadores

1. INTRODUÇÃO

Para executar atividades cotidianas e praticar atividades físicas e esportivas sem comprometer o corpo humano é necessário que o equilíbrio durante a postura ereta seja eficiente e correto [43]. Por isso, estudos sobre esse assunto têm aumentado na área de engenharia biomédica, com o intuito de localizar deficiências no equilíbrio e orientação corporal durante a postura, para assim, trazer maior conforto e qualidade de vida para pessoas que sofrem com uma má postura, lombalgias, escolioses e tonturas [58], e também com o intuito analisar e mapear o desenvolvimento das marchas de crianças, adultos [38] e idosos [60]. Além disso, as pesquisas sobre o equilíbrio e a marcha humana têm muito impacto numa área muito importante atualmente, que é a área de desenvolvimento de robôs.

Movimentos naturais como os do dia a dia fazem com que o corpo mantenha o equilíbrio, até mesmo quando o homem está parado em pé em postura ereta o corpo está sempre se mantendo em equilíbrio [17].

Para manter a estabilidade do corpo são necessárias várias tensões equilibradas, o sistema de controle postural precisa das posições relativas do corpo e das forças exercidas pelo corpo e sobre o corpo. Há a necessidade de um mastro rígido de tirantes com tensões equilibradas para manter um bom equilíbrio e a verticalidade, esse é o mesmo fenômeno que ocorre com a coluna vertebral, porém articulada e não rígida, tendo que se manter equilibrada e na vertical, mas músculos e articulações devem, ao mesmo tempo, mantê-la e fazê-la mover-se quando necessário [57].

O termo postura ereta estática é imprecisamente utilizado devido a esta oscilação e deveria ser chamada de postura ereta semi-estática [22]. Nessa posição, as respostas musculares buscam o equilíbrio e mantém o centro de gravidade do corpo dentro do limite formado pela base dos pés, dessa forma, tornando possível a análise postural do centro de gravidade atual através de uma plataforma de forças [22].

A posição ortostática, ilustrada na Figura 1, é caracterizada quando um indivíduo está de pé, o troco alinhado e o centro de gravidade entre as bases de apoio, quando isso não ocorre o sujeito pode estar sofrendo de alguma alteração

postural ou alguns de seus membros podem ser de diferentes dimensões o que causa a desorientação no centro de gravidade [45].

Figura 1 - Posição ortostática

Aparelhos como as plataformas de força visam descrever o equilíbrio humano, para verificar a correta posição de indivíduos, porém, os instrumentos comerciais são muito caros, pois possuem a capacidade de analisar grandes quantidades de variáveis. Por este motivo, construir uma plataforma para analisar as forças exercidas no equilíbrio de um indivíduo através de dados obtidos é plausível para se ter uma definição de como se dá a sustentação das pessoas.

É importante salientar que a plataforma de forças tem papel importante no diagnóstico de patologias em desvios posturais e assimetrias na estrutura óssea. E de acordo com Soares, com o auxílio de câmeras, através do estudo da imagem com tratamentos por software, e com dados obtidos em plataforma de força é possível vizualizar e determinar tais problemas [55].

A plataforma de força faz uso de tecnologia moderna e consegue trabalhar de forma eficiente na ação quantitativa de dados, coletando dados para uma futura análise, podendo fazer diagnósticos por meio da comparação de dados.

O escopo deste trabalho é a construção de uma plataforma de força usando sensores de força resistivos, e para o seu correto funcionamento será necessário um condicionamento do sinal captado pelos sensores, além de um software que irá receber os dados e os transferir para uma interface de melhor comunicação com a pessoa que está conduzindo a avaliação.

1.1. Objetivo

O objetivo do projeto é desenvolver uma plataforma de força atendendo aos seguintes quesitos: medir pressões em pontos anatomicamente relevantes no pé de um ser humano, obtendo as forças determinadas; Projetar um circuito eletrônico com condicionamento de sinal de sensores resistivos de força (FSR) para conexão ao sistema de aquisição de dados; e estudar e entender cada sensor estaticamente, calibrando o sistema de medição de pressões plantares. Para que assim seja possível a análise dos esforços do equilíbrio humano.

1.2 O que é a plataforma de força?

A plataforma de força é um equipamento que trabalha coletando dados das forças aplicadas em sua superfície no decorrer de prática de marchas, análise postural e outros, com intuito a caracterização destes fenômenos biomecânicos [62].

Esse aparelho e como se dá a mensuração das forças de reação da superfície, podem ser exemplificados na figura 3. A plataforma de força pode mensurar até três componentes de força Fx, Fy e Fz (sendo x, y e z as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, na devida ordem) e até três elementos de momento de força (Mx, My e Mz) ao mesmo tempo. Os componentes de forças e momentos podem ser demonstrados na figura 4 [53].Esse dispositivo é usualmente chamado de plataforma de seis componentes, pelo fato de medir seis grandezas físicas [22].

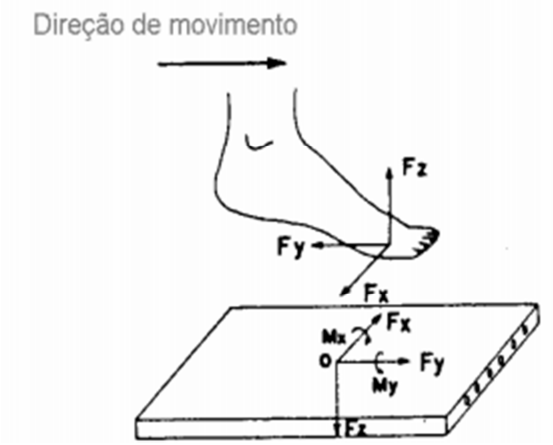


Figura 2: Plataforma de força com as usa devidas componentes de força e momento Fz (força normal), Fx (força médio lateral), Fy (força antero posterior), Mx (momento em torno do eixo X) e My (momento em torno do eixo Y)

De acordo com Duarte e Freitas, é possível, com a observação dos dados coletados pela plataforma de força, realizar uma avaliação e corrigir a postura [22]. Para isso é necessário que os corpos a serem estudados tenham conformidade com o tamanho da plataforma, os transdutores e como se adquiriram os dados.

A plataforma de força deve ser feita para minunciosamente reagir aos incentivos mecânicos com transdutores, caso contrário, haverá divergência na obtenção de dados. É imprescindível ainda, que sejam analisados os conceitos de instrumentação para serem utilizados na execução da plataforma com os transdutores e o correto funcionamento dos mesmos.

Existem vários modelos de plataformas de força, e os sensores usados para medição dos dados podem ser vários, porém, os comumente utilizados são os extensômetros e os piezoelétricos. Quanto a parte mecânica da plataforma, dentre as configurações mais utilizadas está a dinâmica ou semi-estática [22].

1.3 Histórico da plataforma de força

As plataformas de força primárias que mediam os esforços verticais e horizontais do caminhar do ser humano eram construídas com dispositivos mecânicos, eram feitas de molas e os deslocamentos eram correspondentes às forças. O projeto de Elftman em 1938 [19], mencionado por Ramey [49], é um exemplo deste tipo de instrumento [54].

Cunningham e Brown (1952) idealizaram e fizeram o primeiro aparelho usando o extensômetro como sistematização para a instrumentação dos transdutores de força utilizados nas medições [12]. O instrumento proposto tinha um apoio de aço e quatro pilares cilíndricas, com cada pilar (transdutor) contendo seis extensômetros que eram encarregados de medir os esforços nos três eixos (x,y,z). Uma chapa de aço grudava o aparelho ao solo (superfície inferior), enquanto que uma chapa de alumínio era usada na parte de cima do aparelho. Para que o instrumento funcionasse, solicitações verticais eram emitidas aos transdutores axialmente, fazendo com que os quatro componentes fossem comprimidos, enquanto que para solicitações horizontais os transdutores eram flexionados. O instrumento construído pelos autores é demonstrado na Figura 5 [61].

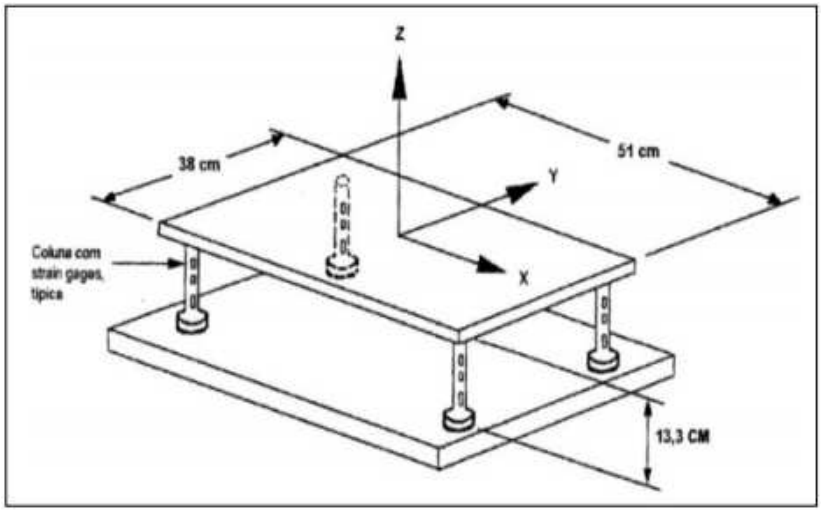


Figura 3 – Plataforma de forças de Cunningham e Brown [12]

O transformador linear diferencial variável, também chamado de LVDT, também foi usado para a análise de deslocamentos por alguns pesquisadores. A construção de um transformador linear diferencial variável é feita por bobinas e um núcleo interno, essencialmente. A passagem de corrente é provocada pelo deslocamento do núcleo dentro da bobina, essa circulação ocorre de forma proporcional ao deslocamento. Os projetos de Greene e Morris em 1958 [28], Whetsel (1954), Hearn e Kong (1968), todos citados por Ramey (1975) são exemplos desse tipo de estrutura [54].

Lywood desenvolveu em 1987 uma geometria bastante usada para plataformas de força que utilizam o tipo de sensor extensômetro de resistência elétrica [39], que mais tarde foi aperfeiçoada por Roesler (1997). O instrumento desenvolvido por Lywood [39] (Fig.6) para pesquisa com gatos, conseguia avaliar os esforços Fx, Fy e Fz, por isso a fabricação do protótipo da plataforma PL1 [50] foi baseado nos estudos de Lywood. Conforme o trabalho de Roesler, além da simples construção e bom desacoplamento da plataforma, o projeto original de Lywood foi escolhido porque cada direção de força ou momento é mensurada por uma ponte de Wheatstone independente e completa, ou seja, os cálculos de pós-processamento entre as saídas podem ser prevenidas, pois a mensuração em uma direção específica é feita através da saída de uma ponte apenas. [54].

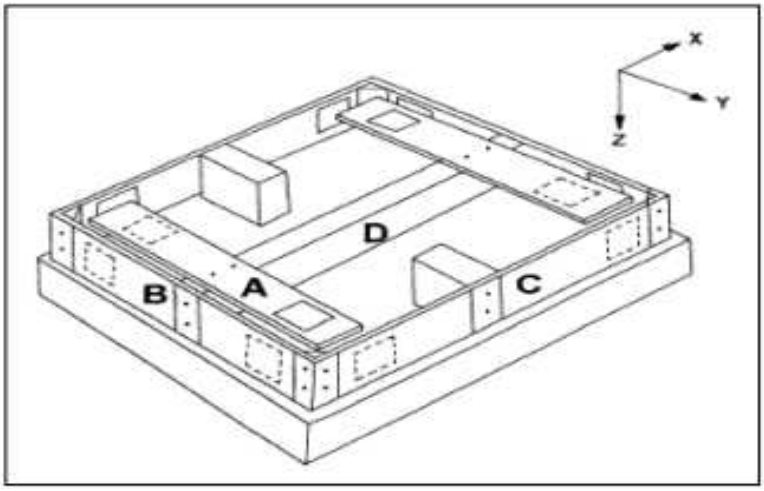


Figura 4 – Plataforma de força de Lywood et. al., na qual o instrumento é constituído por um alicerce onde são encaixados os blocos “C” que, por sua vez, são anexados aos componentes “B”, que se conecta à viga “D” e às barras “A”. Os extensômetros utilizados são postos nos pontos “A”, “B” e “C” [39].

Bagesteiro elaborou, em 1996, uma plataforma usada para análise de saltos de nadadores utilizando células de carga octogonais, onde cada célula contia oito extensômetros de resistência elétrica, sendo posteriormente conectados em duas pontes de Wheatstone, fazendo, assim, com que o desempenho fosse eficiente quanto ao desacoplamento das forças na direção vertical e horizontal [2]. O instrumento tinha os tamanhos de 500 mm x 500 mm e era fundamentado em quatro transdutores, proporcionando a mensuração de forças e momentos nos sentidos x, y e z. Pelo fato dos transdutores serem parafusados nessas placas, inconveniências

com a rigidez desse acoplamento foram acarretadas, assim, Bagesteiro teve contratempos relacionados à junção dos transdutores nas placas de cima e de baixo. A Figura 7 ilustra essa plataforma de força [61].

Roesler, 1997, desenvolveu uma elaboração adicional de projeto, construção, análise e calibração dos componentes da plataforma idealizada originalmente por Lywood, que não media os três momentos Mx, My e Mz, para que o instrumento fosse aprimorado para conseguir suportar cargas maiores e com isso, medir seres humanos, como pode ser ilustrado na Figura 8. Uma das mudanças feitas por Roesler (1996 e 1997) no projeto de Lywood foi adicionar três pontes completas de sensores extensômetros na armação original, possibilitando a medição de momentos [54].

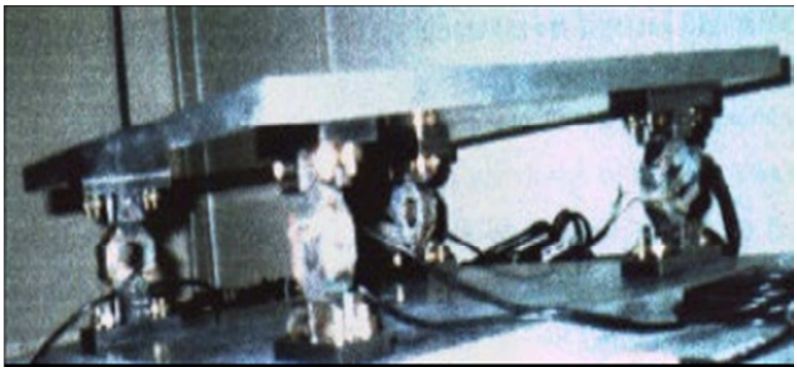


Figura 5 – Plataforma de força confeccionada por Bagesteiro [2]

Figura 6 – Plataforma de força de Roesler sendo calibrada

Por fim, um projeto desenvolvido por Urquiza (2005) na Universidade Federal de Uberlândia, elaborou um aparelho que usou quatro células de cargas instrumentadas com extensômetros, com a capacidade de mensurar esforços em

três direções ortogonais. O projeto proposto por Urquiza usou as geometrias elementares dos transdutores empregados por Bagesteiro [2] para as células de carga, fazendo modificações quanto à espessura, fixação, raios, e entre outras mudanças. No devido projeto há um maior cuidado sobre as frequências próprias do aparelho, que são maiores que as frequências dos sinais que necessitam ser mensurados, por esse motivo, buscam-se fornecer bases com máxima rigidez aliada à mínima massa. O aparelho desenvolvido por Urquiza é ilustrado na Figura 9 [61].

Figura 7 – Plataforma de força construída por Urquiza

Fonte: Urquiza (2005).

A empresa Kistler, um fabricante renomado no mercado mundial de plataformas de força, desenvolveu uma plataforma de piezoelétricos [85]. A plataforma de forças ilustrada na Figura x é constituída por uma base de vidro, desta maneira, viabiliza a medição da força e a filmagem da superfície de contato dos pés ao mesmo tempo, os materiais piezoelétricos se situam nas células de carga. A plataforma da companhia Kistler proporciona excelente linearidade e precisão e sua armação pode sustentar sobrecargas. É usada em exames de atletas em diversos esportes e em exames ortopédicos e neurológicos[84].

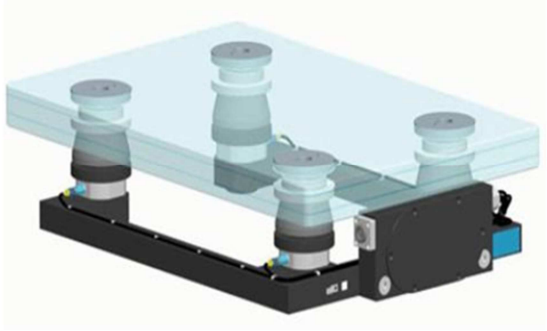


Figura 8 – Plataforma comercial modelo 9285BA (Fonte: Kistler, 2012) [85].

Finalmente, foi desenvolvida uma plataforma de força por Silveira [86] em 2007, usando sensores FSRs e utilizando, como meio de aquisição de dados, o hardware PCI 6024E da National Instruments. O tratamento dos dados e a interface com o usuário foram feitos através do software LabView, com a possibilidade de armazenar os dados para uma posterior avaliação dos mesmos. Uma ilustração dos pontos onde eram feitas as medidas com FSR para a obtenção dos resultados nesta plataforma pode ser vista abaixo na Figura x.

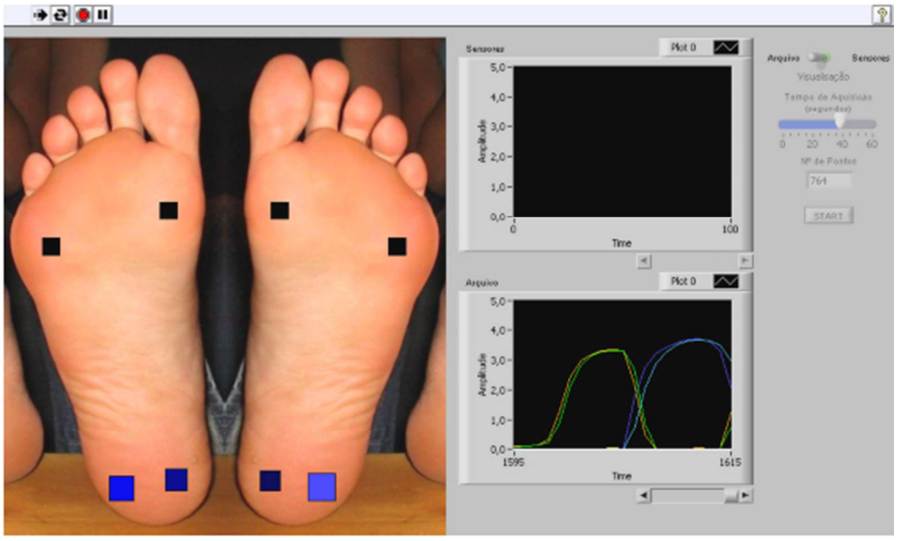


Figura 9 – Painel frontal interface com o usuário do projeto de Silveira em 2007. Fonte: Silveira, E. M. “Sistema de aquisição de dados para palmilha instrumentada com transmissão sem fio e software de visualização”, 2007 [86].

1.4 Exemplos de uso

As plataformas de força são usadas em diversas áreas de pesquisa da biomédica, dentre elas, para mensurar as forças exercidas durante o andar e o correr [22], estudar a postura ereta quieta (SOARES, GOROSO, LOPES. 2008), analisar o equilíbrio de pessoas que sofrem com diabetes mellitus [6], reabilitação de pacientes pós-AVC [21], estudo do equilíbrio em idosos que sentem tontura [58], avaliação do sono de indivíduos (HÆGGSTRÖM et al., 2006) estudo de crianças no processo de crescimento [14], análise do equilíbrio em pessoas sedentárias e ativas [60], manutenção do equilíbrio em gestantes [42], dentre outras áreas.

Além disso, esses aparelhos também são muito utilizados no campo esportivo, como, no estudo das decolagens feitas em saltos em distância (ROESLER, 2001), na pesquisa do desempenho de pessoas que praticam o ciclismo [36], na aplicação da corrida estacionária subaquática ou hidroginástica (HAUPENTHAL et al. 2007), na análise do equilíbrio de pessoas que andam de skate (MA et al., 2014), e demais atividades físicas.

II – Fundamentação Teórica

2. Equilíbrio Humano

O equilíbrio é resumido em um exercício composto e coexistente dos sistemas nervoso, sensorial e motor, onde seus elementos são os responsáveis para que o corpo esteja sempre em harmonia e com energia para participar de exercícios como: caminhadas, se manter em pé ou sentado, e demais atividades que demandem controle e estabilidade.

Os receptores sensoriais agem de um jeito agregado em resposta aos estresses que o ser humano sofre e repassam ao sistema nervoso central a forma relativa que as partes do corpo se portam em relação ao espaço e as pressões sofridas por eles [7]. Mesmo que um mínimo erro interfira em qualquer um desses sistemas, um desequilíbrio pode ser causado.

A estabilidade é a formação sensório motora que facilita o aperfeiçoamento da postura do ser humano, assegurando que os segmentos articulares se endireitem, fazendo com que o centro de gravidade permaneça nos limites do apoio de sustentação [1].

O domínio do equilíbrio tem que permanecer em todos os tipos de condição: parado ou em movimento, espontaneamente ou não.

Os níveis de estabilidade mecânicos do objeto derivam das variáveis das forças e dos momentos que nele atuam. O objeto está estável mecanicamente quando as forças e os momentos sobre ele somados resultem em zero ($\sum F=0$ e $M=0$).

As forças que atuam no objeto podem ser categorizadas em externas ou internas. As forças externas mais comuns que agem o corpo humano são: a força gravitacional e a reação do solo que age nos pés quando o corpo está em postura ereta. As forças internas que atuam no corpo podem ser exemplificadas por movimentos involuntários dos órgãos internos, como as batidas do coração, o movimento do pulmão durante a respiração ou mesmo os músculos que são ativados para sustentar a coluna na postura correta e outros exercícios que o corpo humano naturalmente faz. Essas forças fazem com que o corpo seja constantemente acelerado em todas as direções ao redor do centro gravitacional.

Observando mecanicamente, o corpo humano jamais pode ser considerado em perfeita estabilidade, porque as forças que encontramos atuando sobre o mesmo só são nulas em um pequeno período. Logo, se afirma que está em contínua instabilidade, buscando incansavelmente a estabilidade. Mais uma questão indispensável é que a estabilidade (ou a sua procura) na postura ereta é irregular por conta das perturbações que o corpo humano sofre, se nenhuma força é aplicada em sentido contrário e se as perturbações forem prevalecentes sobre o corpo, ocorre uma dificuldade para o corpo restaurar uma postura correta, e o corpo pode eventualmente cair. Naturalmente, quando o corpo está aprumado e parado as forças e os momentos são mínimos, sucedendo pequenas movimentações do corpo que são ignoráveis em um adulto com saúde, é normal que esse estado seja considerado como equilíbrado, por aproximação[22].

2.1 O que é a postura?

A postura do ser humano é determinada como a forma que o ele se posiciona no espaço, e também está ligado à linha de centro de gravidade do corpo e a ligação de suas parcelas com o centro. Com a sintonia e equiparação do sistema muscular esquelético, distribuindo as pressões que os exercícios comuns causam de forma

equilibrada nas diversas parcelas do corpo e com a carga diária diminuída é possível que a postura humana seja adequada [65].

A postura também pode ser uma combinação ligada às parcelas do ser humano com um aparato complicado para tomar diferentes posições de portes, dependendo da paridade das articulações, músculos, discos e vértebras, gerando consistência e harmonia. O porte humano é acompanhado pelos dados sensoriais, onde referências eferentes extraídas pelos comandos centrais se acertam com os motoneurônios inferiores [30].

A composição das articulações do ser humano também pode ser um modo de entender postura, ou seja, a junção dos ângulos que explanam a disposição alusiva às partes de um corpo [17].

Em diferentes tipos de postura escolhidas pelo corpo humano, reações neuromusculares acontecem para manter a harmonia da postura do mesmo. O aperfeiçoamento da postura do ser humano está ligado ao sistema de controle postural, uma forma de se explanar sobre as atribuições dos sistemas nervoso, sensorial e motor, que tem essa função. Dados sobre a forma como se portam os segmentos corporais e em relação ao meio são concedidos pelo sistema sensorial. O sistema motor faz com que os músculos se posicionem de maneira certa no momento das locomoções. O sistema nervoso central possui dados que vem do sistema sensorial, e responde mandando impulsos nervosos aos músculos que geram movimentos neuromusculares [22].

Esses impulsos neuromusculares que são gerados fazem com que a projeção vertical do centro de gravidade (COG) do corpo seja mantida dentro do apoio de sustentação (contorno dos pés) na postura reta com os pés parados, permitindo que a postura esteja harmoniosa e que se façam exercícios com as partes superiores do corpo humano. O centro de gravidade é resumidamente classificado como o ponto onde se coloca a força gravitacional resultante no objeto, que no caso é o corpo humano [18] e [13].

A forma mais natural de analisar o controle postural é entendendo o modo de se portar do corpo e as oscilações que ele sofre quando está com a postura reta estática. Essa análise pode ser quanto à qualidade por meio de apreciação, ou quanto à quantidade, fazendo medições com os materiais necessários. O método empregado para medir a inconstância do corpo é chamado posturografia. Mesmo esse método sendo aplicado constantemente em laboratórios para análise do

controle postural, ele pode ser também usado fora deles. Outras ferramentas são usadas para medir as oscilações do corpo na postura reta ou durante algumas atividades físicas realizadas em pé em clínicas de fisioterapia, reabilitação ou clubes. [22].

2.2 Decomposição do sinal de posturografia

Foi desenvolvida uma forma de desmembramento do estabilograma em duas partes denominadas *rambling* e *trembling* [16]. A parte *rambling* mostra que a agitação de uma referência instável em um ponto (atrator) ligada à estabilidade do corpo é preservada imediatamente. A parte *trembling* demonstra a movimentação do corpo em volta do caminho do ponto de referência. Essas duas partes são mostradas graficamente na figura abaixo. As localizações do centro de pressão nos momentos que $F_{hor}=0$ são os pontos de equilíbrio instantâneo (IEP). Os significados de IEP e o caminho traçado por ele foram demostrados. O caminho traçado por *rambling* é encontrado através da interpolação do caminho do IEP com funções *spline* cúbicas. O caminho traçado por *trembling* é encontrado a partir da diferença entre os caminhos do *rambling* e o caminho do centro de pressão. Medidas imediatas do caminho do *trembling* são desfavoravelmente ligadas às medidas da força de reação do solo horizontal sem defasagem, $r=0,85\pm0,13$. Então se conclui que *trembling* está diretamente ligado à força restaurativa, que é diretamente proporcional à amplitude do deslize do centro de pressão em relação ao caminho traçado por *rambling* e atua sem defasagem. Um complemento da localização relativa do centro de pressão por unidade de força restauradora, em mm/N, esteve no intervalo de $1,4\pm0,4$. A alternância do *rambling* é mais ou menos três vezes acima da variabilidade do *trembling* [15].

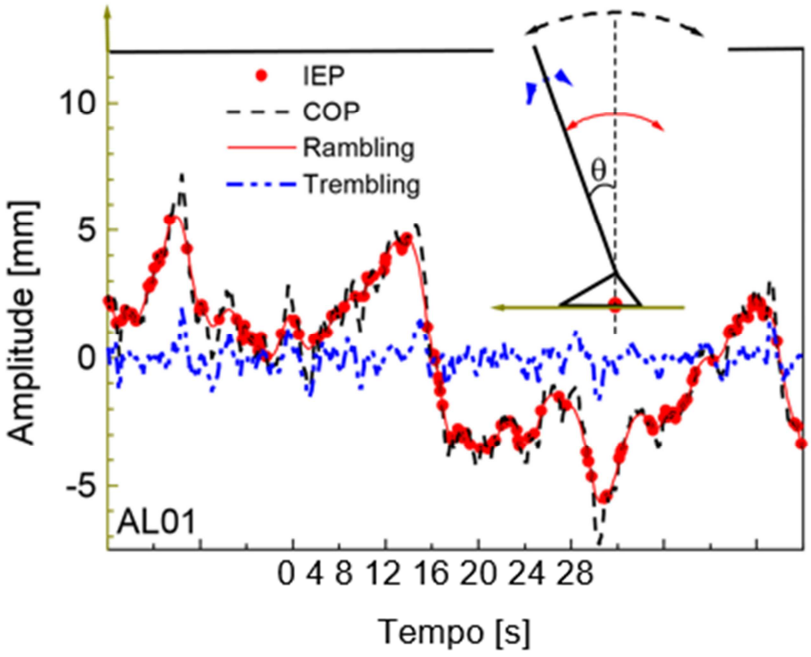


Figura 10: Trajetórias do COP, componentes *rambling* e *trembling* e os pontos de equilíbrio instantâneo, no momento de postura reta e estática. A pequena figura no gráfico é um pendulo simples invertido contemplando o conceito das componentes do centro de pressão [15].

Padrões no sinal do centro de pressão durante postura ereta irrestrita de longa duração

Os métodos comuns aplicados no estudo estabilográfico concluem que a mudança do centro de pressão é casual e não estruturada. Esta análise se constitui na ideia contrária e revela que na postura ereta irrestrita de longa duração demonstram modelos característicos e resistentes da migração do centro de pressão que conseguem ser admitidos através de um algoritmo computacional. Foram achados três modelos: *shifting*, uma veloz mudança de local do centro de pressão para outro local; *fidgeting*, uma veloz e grande mudança com volta do centro de pressão para quase o mesmo local; e *drifting*, uma demorada e constante mudança do local médio do centro de pressão. Foi desenvolvido um software de valores padrão, alguns parâmetros foram adotados para certificação dos padrões de movimentação do centro de pressão descritos aqui [15].

De acordo com alguns modelos estudados quando o corpo fica em postura ereta irrestrita de longa duração por 30 minutos: no deslocamento se viu que no intervalo de 316 a 292 segundos na direção ântero-posterior com amplitude do deslocamento de 17 a 15 mm e a cada intervalo de 199 a 148 segundos na direção

médio-lateral com uma amplitude de 22 a 38 mm. No método *fidgeting* foi observado entre 59 e 15 segundos na direção ântero-posterior com amplitude média do fidget entre 35 e 20 mm, e entre 49 e 16 segundos na direção médio-lateral com amplitude média do fidget entre 32 e 36 mm. No método *drifting* o intervalo foi de 319 a 173 segundos na posição ântero-posterior com amplitude média do drift de 16 a 8 mm, e intervalo de 529 a 333 segundos na posição médio-lateral com amplitude média de 12 a 7 mm.

Essa análise tinha a intenção era de reproduzir a postura ereta natural e averiguar a postura ereta irrestrita de longa duração. Nos testes observados não foi fornecida nenhuma recomendação especial às pessoas que participaram a respeito de como manter sua postura, e eles também poderiam mudar da maneira que desejassem.

A variação do centro de pressão não é estruturada, e todos os modelos são voltados para isso, e também no conceito contrário para o estudo para postura ereta irrestrita de longa duração.

O alvo central da análise era apresentar que no momento da postura ereta irrestrita de longa duração, característicos e consistentes padrões da mudança do centro de pressão são reais e conseguem ser representados por um algoritmo computacional. As finalidades são: definir os padrões, gerar um algoritmo para detecção, caracterizar os parâmetros para identificação no algoritmo e oferecer um método de categorização padrão, e mostrar uma estatística que detalha os padrões de migração do centro de pressão durante a postura ereta de longa duração [15].

2.3 Centro de gravidade e centro de pressão

O COP (centro de pressão) é consequência das forças verticais exercidas sobre alguma estrutura, demonstra o conjunto do controle postural e da força de gravidade. Quanto a questão da aplicação das grandezas COG (centro de gravidade) e COP no estudo do controle postural ainda existem certa desordem. O ponto onde se encontra a somatória das forças gravitacionais que agem sobre as diversas partes do corpo humano é o COG (centro de gravidade), é como se houvesse apenas uma força que atuasse nesse ponto, que também pode ser considerado o centro de massa. O COG do corpo é encontrado a partir de uma média dos COGs das partes do todo em determinado momento. A velocidade e a

aceleração do corpo não interferem na forma que o COG é encontrado, e o mesmo é uma medida de deslocamento [27] e [67].

O COP demonstra a posição do vetor decorrente da força de reação do solo sobre alguma estrutura, ela é dependente da medida do COG, este vetor é o oposto à média ponderada da posição de cada força atuante sobre a estrutura, bem como as forças internas (forças musculares e articulares) emitidas ao chão [67]. Consequentemente, a instabilidade do COG consegue indicar a oscilação do corpo, e a grandeza COP são as respostas ao movimento do corpo, o COP é uma grandeza que se conceitua como o retorno neuromuscular a instabilidade do COG. O COP e o COG possuem diferente significados, contanto existem algumas exceções que eles passam a ser coisas parecidas, como quando o corpo está em postura reta parada [29].

As disparidades do COP e do COG são dadas por conta das repercussões dinâmicas, e a frequência de instabilidade do corpo é diretamente proporcional às propriedades dinâmicas quando o corpo está em harmonia. A ligação entre as oscilações de COP e COG dependem da frequência, quando é menor ou igual a 0,2Hz, mais ou menos 10% das instabilidades do COP não indicam instabilidade do COG; já para uma frequência de 0,5 Hz passa a ser 50% [29]. O espectro de densidade de potência do sinal do estabilograma para um adulto saudável em postura reta tem conteúdo no intervalo de 0 a 2 Hz [33], com sua maioria no intervalo de 0 a 0,5Hz [15].

2.4 Determinação do centro de gravidade

O conteúdo que se torna mais necessário do COG na análise da posturografia são os elementos horizontais, também chamados de linha de gravidade (GL).

Diversos tipos de métodos têm sido apresentados para o cálculo do centro de gravidade ou linha de gravidade:

Método cinemático: as disposições das partes do corpo são mensuradas e o COG é encontrado juntando aos conceitos dos critérios inerciais do corpo como disposição do COG em todas as partes e suas diferentes massas. Esse método se simplifica ao observar a oscilação de uma marca sobre o corpo humano, concluindo que essa oscilação simboliza o movimento do COG geral. Comumente essa marca está em cima da coluna vertebral, perto dos quadris. As barreiras da aplicação desse método são os relevantes erros que os critérios inerciais demonstram e também por

ele ser muito difícil e articulado, por conta da cinemetria. Em busca de diminuir o erro, ele pode ser ignorado em alguns estudos, ou ter restrições externas, ou pode ser utilizada a linha de gravidade encontrada no método cinético para aumentar a precisão pelo cinemático [15].

Método Cinético: mecanicamente o centro de gravidade é calculado de duas formas. Em uma forma a força horizontal dividida pela massa é agregada duplamente e se determina a linha de gravidade [18]. Na outra maneira, o valor do COG se calcula igualando o torque total a taxa de modificação do momento angular do COG em analogia ao tempo. O lado negativo desse método é a dificuldade de encontrar a localização e velocidade inicial do objeto na dupla integração. Caso essas variáveis não sejam possíveis de se calcular, usa-se apenas o deslocamento líquido do centro de gravidade, que tem velocidade média nula [13].

Método de filtragem: No centro de pressão se coloca um filtro passa baixa [9]. É considerado o método mais veloz e fácil. É fundamentado porque o centro de gravidade tem frequências menores que o centro de pressão, que movimenta ao redor do COG. Contudo, esse método deixa a desejar na fundamentação fisiológica por desatentar quanto às alterações que possam influenciar o centro de pressão e não o centro de gravidade [15].

2.3 Modelo biomecânico simples da postura ereta

Os sistemas muscular e esquelético do corpo humano são ágeis, dinâmicos e de difícil compreensão, com aproximadamente 244° de disponibilidade para movimentação e mais ou menos 650 geradores de força, que são os músculos. Esses sistemas tem competência que ultrapassam a ciência e tecnologia atuais. Mesmo com difícil compreensão, um acessível exemplar físico de um pêndulo invertido com partes duras e articuladas por dobradiças poderia demonstrar as mais importantes capacidades desses sistemas, assim os músculos de cada parte ficariam juntos atuando em cada dobradiça. O exemplar poderia se movimentar em uma, duas ou três dimensões, e ter de um a muitas partes em oscilação com as equações descritas pelo formalismo Newtoniano ou Lagrangeano. Na figura 3, é mostrado um exemplar de pêndulo simples para demonstrar a movimentação do sistema músculo-esquelético no plano sagital de maneira simples com objetivo de exemplificar os significados simples da modelagem físico-matemática. Suponha que o corpo humano esteja exemplificado no plano por duas partes estáticas: os pés e o

resto do corpo, com os pés presos ao chão e o resto podendo se movimentar como se estivesse ligado aos pés apenas por uma dobradiça, que são as juntas [15].

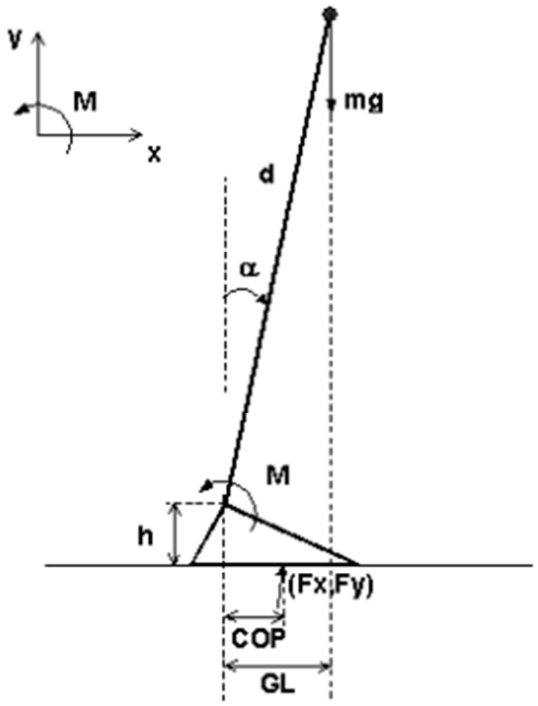


Figura 11 : Demonstração do exemplar físico-matemático do pêndulo invertido do corpo humano na postura ereta estática para o plano sagital.

Onde:

d: comprimento do pêndulo (distância do tornozelo ao centro gravitacional)

m: massa

α: ângulo que o corpo faz com a vertical

h: altura da dobradiça do tornozelo

Fx, Fy: as foças na direção ântero-posterior e na vertical

COP: local do centro de pressão na direção ântero-posterior

GL: linha gravitacional na direção ântero-posterior

M: torque atuante no tornozelo para manutenção da postura ereta

O torque nesse exemplar é representado pela seguinte equação:

$$M - mgd\ sen\alpha = -\mathrm{I}\ \frac{d^2\alpha}{dt^2} \qquad (1)$$

Onde:

I : momento de inércia do corpo ao redor da articulação do tornozelo, pode ser substituído por (cm²), no qual “c” é um fator de forma. Para massa aglomerada a uma distância “d”, c=1, de uma haste de medida “d” e massa “m”, c=1,33. O desenho que representa o corpo é uma haste.

A equação pode ser readequada para discretas variações angulares: α << 1 tendendo a senα ≈ α, e α pode ser representada como α ≈ x/d, no qual “x” é a mudança de local no eixo x (ântero-posterior) do centro de gravidade ou da linha de gravidade. Então temos:

$$M = -cmd\frac{d^2GL}{dt^2} + mgGL \quad (2)$$

Já o torque na articulação do tornozelo pode ser encontrado com uma equação de oscilação para o a parte que representa os pés. Podemos ignorar o peso do pé e as forças inerciais, logo temos Fy≈mg, e calculamos o torque a partir da seguinte equação:

$$M = COPmg + hFx \quad (1)$$

Conclui-se então que a aceleração do centro de gravidade na posição ântero-posterior pode ser encontrada a partir da força nessa posição e da massa do corpo:

$$\frac{d^2GL}{dt^2} = \frac{Fx}{m} \quad (2)$$

Juntando todas as equações vistas, encontramos uma equação que possui todas as variáveis antropométricas “m”, “L”, “h” e “I”, as variáveis da plataforma de força: “Fx”, “Fy” e “COP”, e a variável “GL”:

$$COPmg + hFx = -cdFx + mgGL \quad (3)$$

$$COP - GL = -(cd + h)\frac{Fx}{mg} \quad (4)$$

“c”, “d” e “h” são variáveis constantes. Essa última equação mostra a ligação entre as localizações do centro de pressão e da linha de gravidade com base na

“Fx”: a desigualdade COP-GL é desfavoravelmente ligada a “Fx”, e quando Fx=0 GOP e CL são concomitantes. Essa questão representa a base de um algoritmo para a aproximação da linha de gravidade (GL) com as variáveis “COP” e “Fx”.

III - Metodologia

3. Metodologia para a escolha dos sensores

Como tudo na engenharia, todo equipamento deve ser otimizado para sua aplicação específica, e desta mesma forma a escolha do sensor usado para o projeto deverá seguir desse pensamento. Para a análise dos sensores foi escolhido um projeto com o modo de atuação estático. Uma análise detalhada deve ser feita em duas considerações principais devem: os requisitos dos sensores e as necessidades da implementação.

3.1 Necessidades da implementação

Baixo custo: Os sensores deverão ser acessíveis.

Funcionar para posições estáveis: Existem sensores que funcionam melhor quando a forma de trabalho é de modo estático.

Captação do sinal: Após o condicionamento de sinal, o mesmo deve ter uma amplitude aceitável para ser lido posteriormente.

3.2 Requisitos dos sensores de pressão

Para definir o tipo de sensor que será usado é preciso que o sensor atenda as medidas características aceitas universalmente, a especificações fundamentais para este projeto são: faixa, sensibilidade, linearidade, histerese, exatidão e precisão, sensibilidade à temperatura [3] e [37].

Faixa: A faixa é uma especificação fundamental para esse tipo de proposta, ela representa os níveis de amplitude do sinal de entrada que o transdutor deverá trabalhar [66].No caso do transdutor de pressão utilizado é necessário que ele trabalhe normalmente com pressões de até 1900 kPa [64].

Sensibilidade: Dada pela relação da entrada do sinal no transdutor e a saída do sinal, ela dita a função de transferência emitida por ele [66], será fundamental que o sistema do transdutor emita sinais que possam ser lidos futuramente pelo Hardware.

Histerese: Um transdutor ao ser estimulado ao receber um sinal de entrada, emite um sinal de saída, mas se esse sinal decresce ou se o estímulo começa em um valor alto e decresce até o mesmo valor de estímulo anterior e o sinal de saída é diferente do sinal de saída referido anteriormente, ocorre a histerese [66].

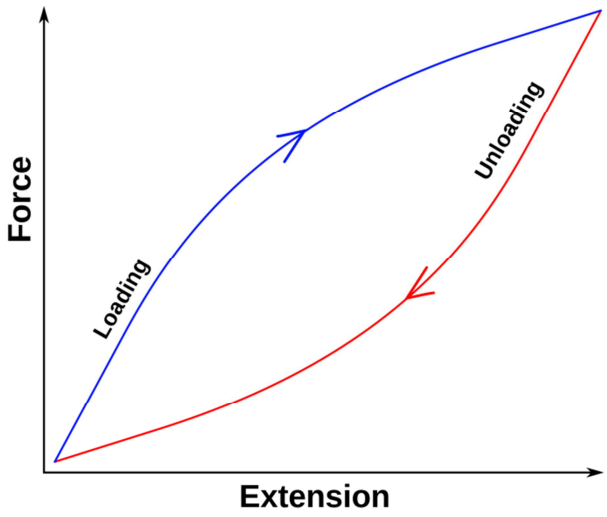


Figura 12 – Exemplo de curva de histerese

Linearidade: A resposta de um instrumento perfeito a um valor padrão conhecido irá reproduzir o sinal de saída esperado obtendo uma reta, porém como isso seria no caso ideal, no caso real sempre há algum erro e a curva obtida distancia-se em alguns pontos da curva ideal [66]. Para o caso do transdutor de pressão quanto mais linear o sensor, mais simples será o circuito de condicionamento de sinal e o software para o processamento dele.

Sensibilidade à temperatura: Sensores podem produzir leituras diferentes quando submetidos à temperatura diferente a do ambiente. Isto ocorre, pois os materiais sofrem alteração na sua estrutura de acordo com a temperatura. Um sensor com baixo valor de sensibilidade a temperatura entre 20º a 37º é o ideal [37]. Pois esse é o valor comum da temperatura , sendo assim o valor ideal de trabalho do dispositivo, um alcance maior seria melhor para evitar erros de medidas, porém o sensor pode acabar se tornando inviável devido ao preço.

Precisão e exatidão: A capacidade de um sistema ao executar um mesmo resultado em diversas medidas é chamada precisão ou repetibilidade. A exatidão irá

informar a diferença integral entre o valor padrão e o valor medido pelo instrumento [66].

3.3 Tipos de sensores no mercado

Existem diversos tipos de sensores de pressão disponíveis no mercado. Esses sensores possuem diversos tipos de tecnologia entre elas, sensores capacitivos, sensores resistive de pressão (FSR), piezoelétrico, extensômetros. Alguns desses sensores fornecem um sinal elétrico de saída proporcional à pressão exercida sobre eles. Outros fornecem uma variação de resistência onde é necessário um condicionamento de sinal como, por exemplo, uma ponte de Wheatstone para apresentar o sinal.

3.3.1 Sensores Capacitivos

Este sensor consiste de duas placas condutoras energizadas separadas por um material dielétrico elástico, funciona como um capacitor variável, onde quando a pressão é aplicada sobre as placas do capacitor, o material dielétrico estica e a distância entre as placas diminui, aumetando sua capacitância [26].

Como a curva de sensibilidade sensor é quadrática e o processamento dos sinais mais complexo, foi escolhido outro tipo de sensor, sendo preferível uma curva linear.

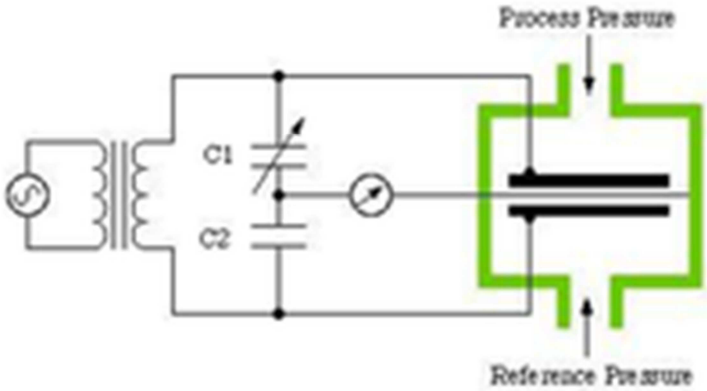


Figura 13 – Modelo de sensor capacitivo

3.3.2 Sensor de força resistivo

O sensor de força resistivo é um polímero condutor piezoresistivo, sua resistencia varia de acordo com a aplicação de força na sua superfície, ele é formado por um filme de material polimérico condutivo, um filme separador, e outro

filme com eletrodos, chamada de área ativa, quando não há força ele comporta-se como circuito aberto possuindo resistência muito alta, quando há força sobre o mesmo os eletrodos comunicam-se com a área ativa diminuindo a sua resistência [26] e [52].

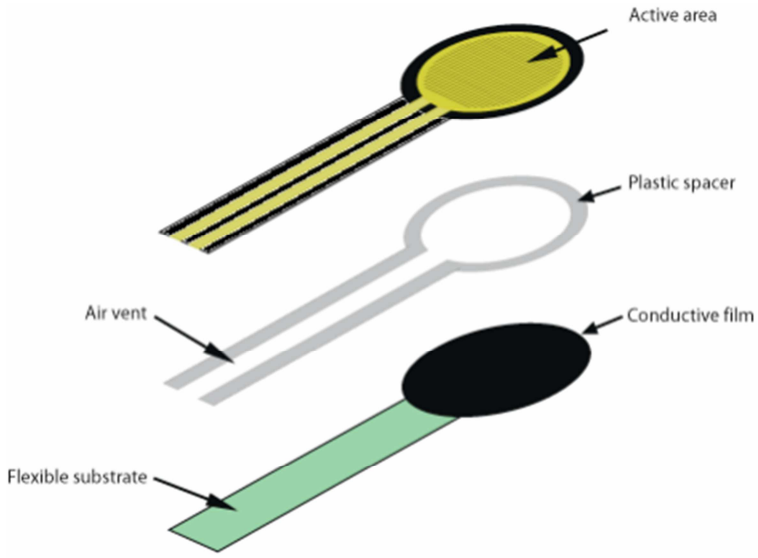


Figura 14 – Modelo de construção de um sensor de força resistivo (FSR)

O sensor FSR possui alto valor de histerese, como mostrado na figura a seguir, o que não interfere muito, pois o interesse do trabalho é sobre valores estáticos, o custo do sensor é alto, entretando com é possível fazer apenas o formato do pé, senso assim usando poucos sensores no total. [52].

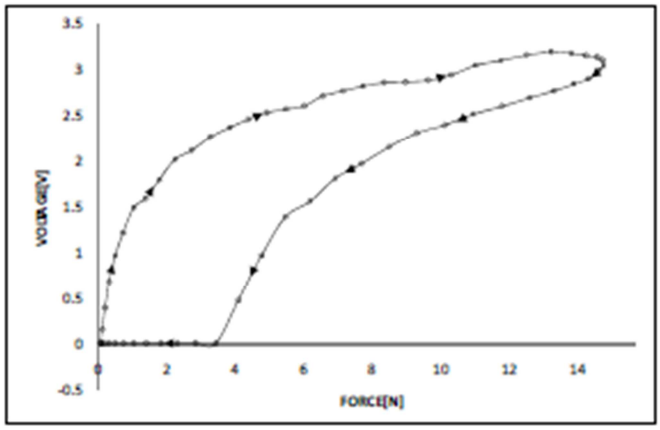


Figura 15 – Curva de histerese realizada em um teste

Fonte: Flórez e Velásquez, 2010.

3.3.3 Sensores Piezoelétricos

Este tipo um tipo de sensor que reage a pressão fornecendo uma tensão, esse tipo de fenômeno ocorre quando um cristal sem centro de simetria é submetido a algum tipo de pressão. Geralmente os materiais piezoelétricos possuem a tensão de saída muito baixa sendo necessária a utilização de circuitos condicionadores, como o uso de amplificadores operacionais, para ajustar a tensão emitida pelo sensor a uma tensão que possa ser medida.

Este tipo de sensor possui dificuldade no trabalho com cargas estáticas e se torna vantajoso seu uso em resposta dinâmica, visto que possui alta rigidez o que torna a frequência natural sistema alta.

Este sensor não se encaixou no baixo custo tendo em vista que para cobrir toda a plataforma de força seriam necessários vários sensores que possuem o custo unitário elevado.

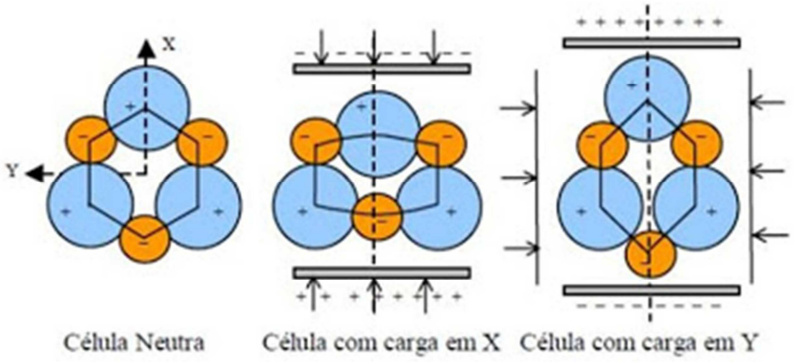


Figura 16 – Modelo de funcionamento de sensor piezoelétrico

3.3.4. Extensômetro

É um sensor de deformação onde sua resistência elétrica varia de acordo com uma aplicação de deformação onde o sensor está posicionado, como a deformação no caso de plataforma de forças geralmente é muito pequena, é necessário o uso de um circuito condicionador mais complexo, envolvendo ponte de wheatstone e amplificadores operacionais. [54].

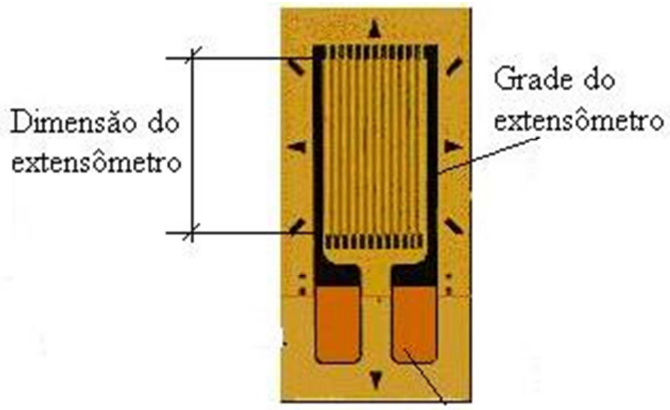


Figura 17 – Exemplo de um extensômetro de folha

3.4 Sensor escolhido

O sensor escolhido devido ao baixo custo relativo, comparado ao preço de outros sensores, instalação compreensível, foi o sensor de força resistivo da interlink eletronics FSR 400, cujo parâmetros seguem na tabela 1.

Tabela 1 - Características do FSR 400

Parâmetros	Valor	Observações
Tamanho	0,5 x 0,5 cm	
Força mínima de atuação	0,1 Newtons	
Alcance da força	0.1 – 10.0[2] Newtons	
Acurácia das medidas de força	±5 a ±25%	
Repetitibilidade da força	±2%	De um sensor
Resolução da força	contínuo	
Repetitibilidade da força	±6%	De sensor para sensor
Histerese	+10%	
Temperatura de operação	-30c^{o} - +70c^{o}	
Número de atuações	10 milhões de vezes	Sem falha
Desvio a longo prazo	<5% por $\log_{10}$(tempo)	Por década

Plataformas utilizando esse tipo de sensor conseguem trabalhar de modo estático, e são estáveis por longos períodos.

4 Hardware

4.1 Microcontrolador

O microprocessador – usualmente conhecido por CPU (Unidade Central de Processamento) – consiste em uma parte de um sistema que processa os dados, busca instruções na memória, decodifica-as e as executa. Para sua efetiva finalidade, deve ser composto de chips adicionais, como por exemplo, no caso de um sistema que possa ser utilizado para controle, necessita de memória para armazenamento de dados e portas de entrada/saída para permitir comunicação com o mundo externo e receber sinais [87].

O Arduino Mega 2560, ilustrado na Figura 6.1, é um placa de microcontrolador que possui 54 pinos de entradas/saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 UARTs (portas seriais de hardware), um oscilador de cristal de 16 MHz, uma conexão USB, uma entrada de alimentação, uma conexão ICSP e um botão de reset. Apenas ligando a um computador com um cabo USB ou a uma fonte de alimentação e o dispositivo já está pronto para começar.

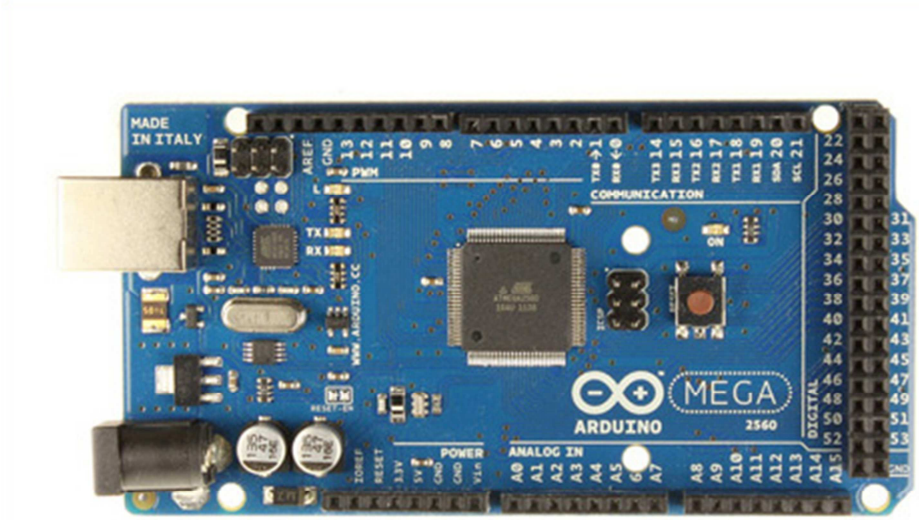


Figura 18 - Arduino Mega 2560

As especificações do Arduino Mega 2560 podem ser demontradas na Tabela 2:

Tabela 2 – Especificações do Arduino Mega 2560.

Microcontrolador	ATmega2560
Voltagem de alimentação	5V
Voltagem de entrada (recomendada)	7-12V
Voltagem de entrada (limites)	6-20V
Pinos digitais I/O	54 (dos quais 14 podem ser saídas PWM)
Pinos de entrada analógica	16
Corrente contínua por pino I/O	40 mA
Corrente contínua para o pino 3.3V	50 mA
Memória Flash	256 KB onde 4 KB podem ser usados por bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidade de *Clock*	16 MHz

4.2 Motivos para a escolha do Arduino Mega 2560:

Para a leitura dos dados o Arduino Mega 2560, demonstrado resumidamente na Figura 20, foi escolhido por conter 16 entradas analógicas, ter solução simples de comunicação com um computador por porta USB, possuir um conversor AD de 10 bits - suficiente para conversão dos dados, ter um preço acessível de mercado - aproximadamente R$ 90,00 (noventa reais), e ser de fácil operação.

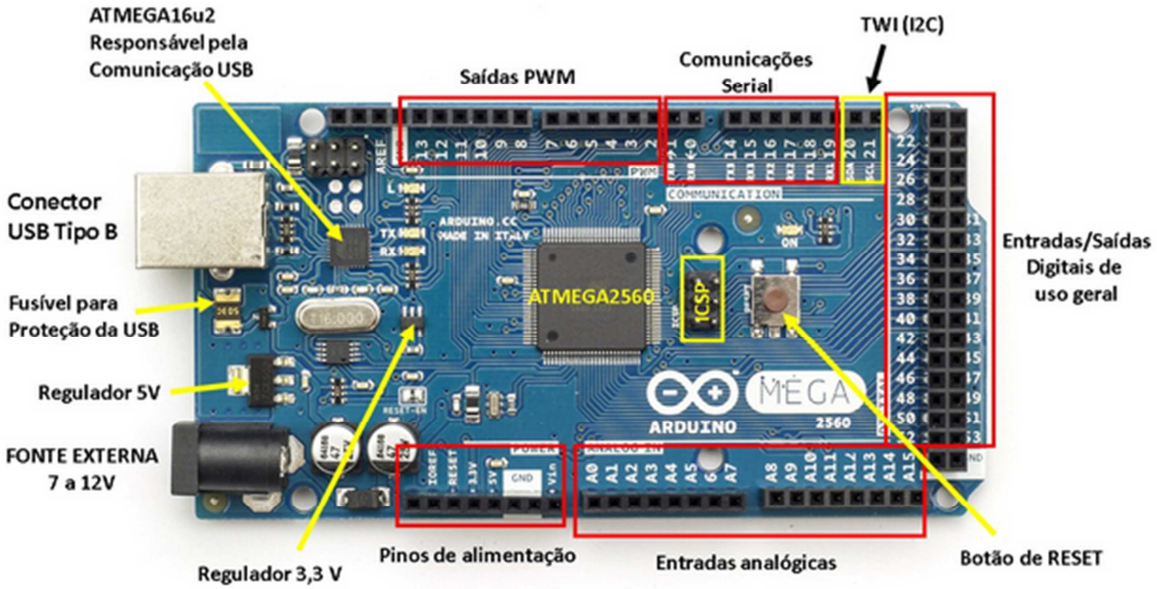


Figura 19 - Diagrama de funcionalidade

4.3 Sensor de força resistivo

O sensor de força resistivo possui circuito aberto quando não sofre nenhuma influência de força externa. Os eletrodos entram em contato com o material condutivo na medida que é aplicada alguma força apenas no local da pressão, pontualmente. Os dois terminais vão perdendo força até o que o momento em que a resistência diminua pouco e até pare de diminuir, isso se dá quando o FSR está saturado. De acordo com uma empresa norte-americana que produz esse tipo de sensor [83] a pressão de saturação de um FSR típico é da ordem de 100 a 200 psi.

O sensor não responde linearmente [88] e tem dificuldade de adquirir validez, credibilidade, ser calibrável e obter dados de variação de força. Mas, como características positivas esse sensor têm um bom uso quando é necessário estudar aspectos qualitativos da variação de força, sem muita precisão [83].

4.4 Teste do sensor de força resistivo

Três sensores foram submetidos a esforços , com intuito de comparar a curva dos sensores testados com as curvas dadas pelo *Datasheet* do fabricante dos sensores.

As cargas foram escolhidas de acordo com a sensibilidade e alcance do sensor, os valores escolhidos para os testes foram de um a dez quilogramas, como mostra a figura 21.

Figura 20 - Halteres usado para teste e calibração dos FSRs.

4.5 Resposta do sensor

Os sensores de força resistivo que foram utilizados possuem área de 0,5 mm, para isso nas medidas foi necessário que colocar apenas a ponta dos halteres para verificar a resposta nos sensores de força.

Figura 21 - Local de apoio sobre os FSRs

Para verificar as resposta as cargas aplicadas,foi medida a tensão sobre o FSR usando um Multimetro Digital marca Minipa modelo ET-1100A, e usando a leitura analógica do arduino. Para que as medidas fossem realizadas com sucesso foi necessário colocar os sensores sobre uma superfície lisa e firme. A figura 23 mostra a superfície usada para teste no sensor.

Estes dados foram utilizados posteriormente para o cálculo de uma interpolação, afim de encontrar valores de força de acordo com valores de tensão de entrada pelo sensor de força.

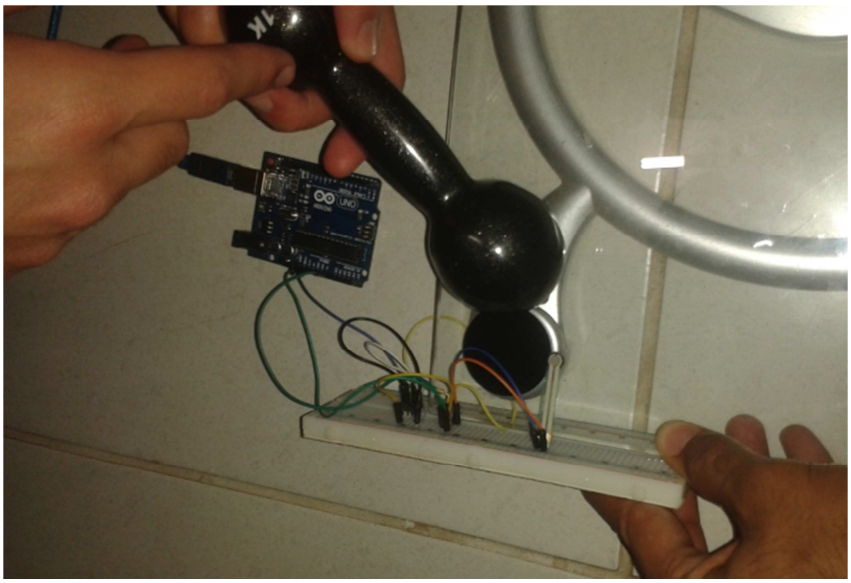


Figura 22- Realização das leituras de força

Os dados das leituras realizadas encontram-se na tabela 3 a seguir:

Tabela 3 – Valores medidos para cada peso

Peso (Kg)	Leitura Analógica*	Tensão(V)	Resistência(Ω)	Condutância(μS)
0,2	352	1720	19069	52
0,3	482	2355	11231	89
0,4	514	2512	9904	100
0,5	525	2565	9493	105
0,6	599	2927	7082	141
0,7	617	3015	6583	151
0,8	637	3113	6061	164
0,9	691	3371	4806	208

1	726	3548	4092	244
1,25	737	3602	3881	257
1,6	750	3665	3642	274
2	769	3758	3304	302
2,5	789	3856	2966	337
3	806	3939	2693	371
4	831	4061	2312	432
5	842	4115	2150	465
6	866	4247	1773	564
7	875	4276	1693	590
8	882	4310	1600	625
9	883	4315	1587	630
10	884	4320	1574	635

*leitura analógica transformada em formato digital pelo conversor do arduino.

4.6 Implementação

Dez FSRs serão utilizados para verificar os esforços nos pés. Devido ao hardware utilizado, é necessário extrair um sinal de tensão de 0 a 5 V. A corrente é limitada e uma maior sensibilidade é adquirida para a vizualização a partir do condicionamento do FSR. O condicionamento feito no FSR é simples. Apenas limita a corrente e permite uma sensibilidade maior para uma melhor visualização.

A imagem abaixo (Figura X - Condicionamento de sinal dos sensores) mostra os FSRs com um resistor de 10,0 kΩ representados em serie. Supondo que o FSR chegou a resistência mínima, fosse aceitável um resistor de 5 V, e o sensor tivesse corrente máxima de 1 mA; foi escolhido um buffer pra distanciar a saída da alta fonte de impedância do FSR.

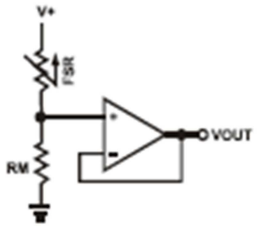


Figura 23 - Circuito condicionador

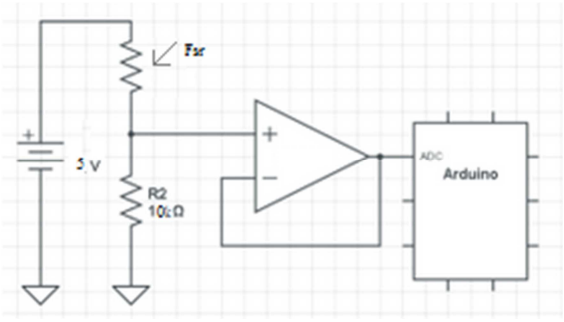


Figura 24 - Diagrama de leitura de tensão do fsr

Observamos então no divisor resistivo uma tensão que poderia ser aplicada pontualmente no microcontrolador, na entrada do canal analógico. Porém como arduino possui uma impedância de entrada, ele pode acabar interferindo na medida.

Para resolver isso, aplicamos o amplificador TL082 como seguidor de tensão. Ele possui entradas do tipo FET, o que lhe garante uma impedância de entrada muito muito maior que a do Arduino. Garantindo uma impedância de entrada de cerca de mais de 100.000MΩ. Dessa forma, temos a segurança de que não haverá interferência no circuito.

Fazem parte do sistema desenvolvido dez sensores de força resistivo, com microcontrolador, circuito condicionador de sinais. Numa das placas de controle integra um sistema de vibração tátil pro usuário se influenciar, mas essa placa e esse sistema também podem se situar em diferentes lugares dos membros inferiores. Podemos observar esse sistema em funcionamento, com seus elementos discriminados na figura X. Nesse estudo, os elementos especificados de medição foram: sensores de pressão FSR 400 da Interlink Eletronics, Estados Unidos. Um divisor de tensão simples junto a o microcontrolador - do tipo ATMEGA2580 .

Esse mecanismo pode gerar dados de medidas de força e área de descarga de peso para 10 regiões plantares distintas: T1 (hálux), T2345 (dedos 2 a 5), M1-5

(metatarsos 1 a 5), MF (mediopé), MH (região medial do calcâneo), LH (região lateral do calcâneo).

4.6.1 Resumo da montagem

Para a obtenção das medições dos esforços exercidos sobre a plataforma de força foram usados dez sensores FSR 400 que suportam até 100 newtons (10 quilogramas), possuem uma parte sensitiva com diâmetro de 5 milímetros e sensibilidade de 0,2 a 20 newtons (aproximadamente 0,02 a 2 quilogramas). A princípio, a ideia era fazer um tapete de FSRs no tamanho 70x70 centímetros, porém por causa do alto custo dos sensores, essa ideia se tornou inviável, assim a proposta foi mudada para que a plataforma meça os esforços de um pé somente, colocando os sensores em lugares estratégicos do equilíbrio humano. Para fazer a leitura dos dos dados foram acoplados circuitos condicionadores de sinais (amplificador TL 082) em cada sensor. Já para fazer a leitura das medições coletadas foi usado o Arduino Mega2560, pelo fato de já haver um disponível para o projeto e por esse modelo ter uma quantidade maior de portas analógicas (16, enquanto o Arduino Uno só tem 6 [82]), evitando assim, a necessidade de fazer a multiplexação nas portas analógicas.

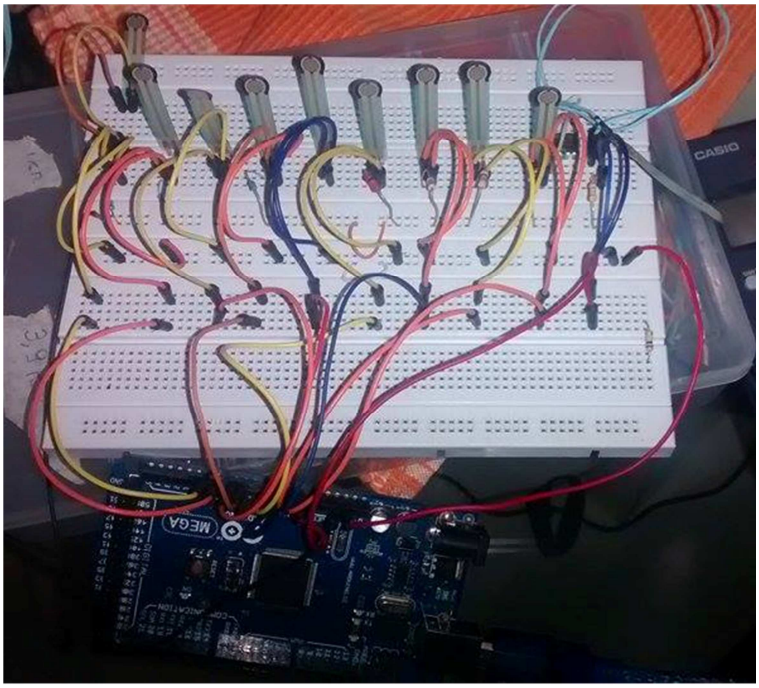


Figura 25 – Montagem do circuito do protótipo

Para analisar os dados coletados pelos FSRs e poder quantizá-los foi necessário primeiramente determinar cada porta analógica para um FSR

correspondente, no caso desse projeto foram escolhidas as portas A0 a A9 para acomodar todos os FSRs utilizados. Para ter uma noção melhor dos resultados obtidos com os experimentos e para ter um controle melhor de erros de medição foram escolhidos alguns parâmetros para serem medidos, analisados e comparados, foram eles: a leitura analógica do sensor, a sua tensão, resistência, condutância e força exercida sobre o mesmo. Assim, o Arduino não imprime somente a força e facilita a comparação dos dados obtidos com tabelas e gráficos do datasheet do FSR 400.

Como o Arduino já possui uma função que faz a leitura analógica de sensores acoplados em suas portas analógicas (função 'analogRead'), o programa criado para a leitura dos dados baseou-se nessa função, para só assim, obter a tensão, a condutância e a força. Com os valores das leituras amalógicas obtidos, foi possível, por meio da função 'map', obter a tensão do circuito, e usando a regra de divisor de tensão, conseguir a resistência do FSR (quando o FSR não está acionado a resistência tende a infinito, de acordo com o fabricante mais de 10 MΩ, gerando um circuito aberto) e consequentemente a sua condutância (que é o inverso da resistência).

Já para obter a força em newtons, foram usadas aproximações das curvas de 'força x resistência' e 'força x tensão' fornecidas pelo fabricante, como ilustradas abaixo:

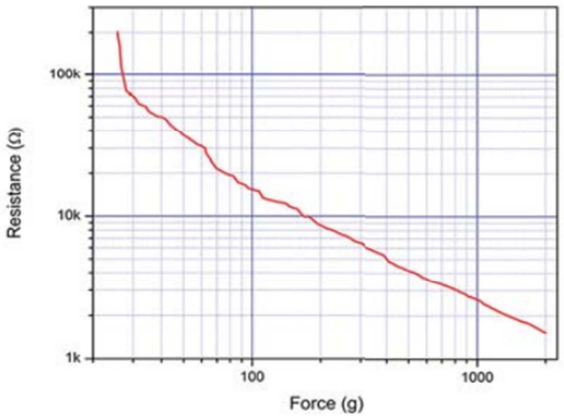


Figura 26 - “Força x Resistência do FSR 400”. Fonte: (FSR 400 Datasheet, Interlink Electronics) [83]

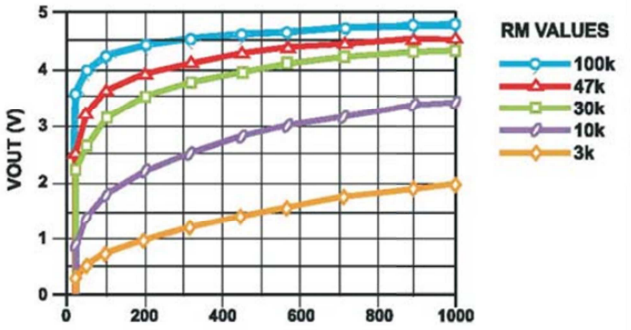


Figura 27 - “Força x Tensão do FSR 400”. Fonte: (FSR 400 Datasheet, Interlink Electronics) [83]

Para que essa comunicação do sensor com o microcontrolador fosse possível, foi usado o comando 'Serial.begin', que tem a função de iniciar a comunicação serial usando a velocidade de taxa de transmissão de dados escolhida, no caso do projeto a baud rate foi de 115200 bit/s, para que os dados fossem medidos uma quantidade maior de vezes num pequeno tempo.

Para a impressão das medidas efetuadas no monitor serial, foi usado o comando 'Serial.println', mostrando assim, todos os valores obtidos em forma de 'String' de maneira organizada na tela em um laço infinito.

Para que essa comunicação do sensor com o microcontrolador fosse possível, foi usado o comando 'Serial.begin', que tem a função de iniciar a comunicação serial usando a velocidade de taxa de transmissão de dados escolhida, no caso do projeto a baud rate foi de 115200 bit/s, para que os dados fossem medidos uma quantidade maior de vezes num pequeno tempo.

Para a impressão das medidas efetuadas no monitor serial, foi usado o comando 'Serial.println', mostrando assim, todos os valores obtidos em forma de 'String' de maneira organizada na tela em um laço infinito.

4.6.2. Pontos importantes para medição

Para a escolha dos pontos importantes para o posicionamento dos sensores, o estudo realizado por P.H.G. Inazawa et al. foi importante no sentido que estes realizaram testes em 19 indivíduos e analisados os pontos do pé que sofrem maior incidência de força.

Neste estudo os pontos analisados foram os seguintes pontos, Hálux, T2345 (dedos 2 a 5), MI – 5 (metatarsos), MF (mediopé), MH (região medial do calcanho). E apresentou resultados sobre a estimativa de força em porcentagem e em força (Quilograma força) demonstrados na figura 28.

Região	Pé	Área [cm²]	Área [%]	Força [Kgf]	Força [%]
T1	E	4,6	3,9±3,5	1,7	1,9±1,9
	D	7,3	5,8±3,9	3,0	3,6±3,0
T2345	E	1,6	1,4±2,1	0,4	0,4±0,6
	D	4,5	3,5±4,1	1,7	1,9±3,3
M1	E	18,5	13,2±2,1	13,4	12,1±2,1
	D	17,7	11,8±2,2	12,1	11,45±2,7
M2	E	9,5	6,9±1	8,8	8,4±2,4
	D	10,3	6,8±1,2	8,7	8,4±1,5
M3	E	10,0	7,3±1,2	9,7	9,3±2,5
	D	10,0	7,0±1,1	8,0	8,5±2,2
M4	E	10,7	7,5±1,7	10,6	9,3±2,5
	D	10,2	7,1±0,9	7,9	8,3±2,0
M5	E	11,5	8,2±2,3	7,4	6,6±2,6
	D	14,0	9,3±1,9	8,4	7,8±2,0
MF	E	25,2	18,0±10,8	17,1	13,6±11,4
	D	26,8	18,1±9,1	15,5	14,0±9,8
MH	E	24,3	16,8±3,0	21,8	19,1±4,4
	D	25,2	16,2±3,3	23,0	20,4±6,0
LH	E	25,0	16,9±4,5	23,5	19,3±7,2
	D	22,5	14,5±4,1	16,9	15,6±4,4

Figura 28 - Resultado das forças exercidas sobre pontos específicos do pé.
Fonte : http://www.canal6.com.br/

Como neste trabalho o intuito das medições é sobre forças que podem ser importantes para o estudo do equilíbrio humano, alguns destes pontos serão analisados para o estudo sobre a plataforma de força.

A imagem a seguir demonstra os pontos que foram utilizados, estes pontos poderão ser mudados posteriormente para a medida.

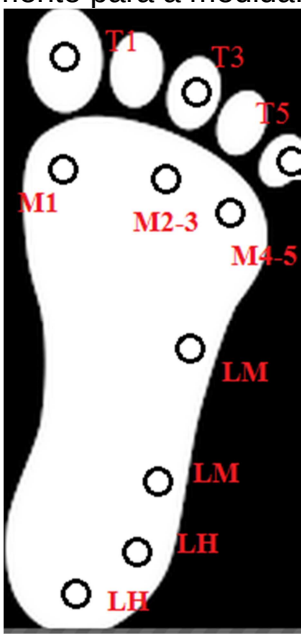


Figura 29 - Posicionamento dos sensores para realizar as medições
Fonte : http://cliparts.co/foot-pictures-clip-art editada

5. Software

Programas que rodam em computadores de qualquer tamanho e arquitetura são denominados softwares, de acordo com Pressman [76]. Assim, para uma boa obtenção de informação e uma leitura de dados precisa, o software é uma parte essencial do projeto hoje em dia, parte esta que está cada vez mais presente na competitividade do mercado mundial.

Portanto, os programas computacionais convertem dados em informações para serem mais proveitosos no projeto desejado. Como acontece com qualquer outro produto de prestígio no mercado, a elaboração de um software bem-feito deve-se mostrar adaptável a mudanças, conduzindo a resultados de alta qualidade e satisfazendo as exigências do usuário [73].

No quesito qualidade de software, de acordo com Falbo, para avaliar se um software atende a exigência do usuário, é necessário considerar a perspectiva do usuário, do desenvolvedor e do cliente; além de se atentar às diferentes características, como usabilidade, manutenção, portabilidade, eficiência, confiabilidade, produtividade e segurança. Por exemplo, um editor de textos pode ser muito menos eficiente e confiável que um sistema de tráfego aéreo [77].

Um bom projetista pensa sobre como criar projetos flexíveis que sejam fáceis de manter e alterar [78], para assim, garantir a eficiência e qualidade no desenvolvimento do software, evitando problemas na implementação, reaproveitando técnicas, melhorando a qualidade do código e prevenindo maiores problemas [73].

5.1 Detalhamento do software

Os blocos fundamentais de um programa são três: o das entradas, o das saídas, e do processamento [75], o algoritmo propriamente dito está contido no último bloco citado, como mostrado na figura abaixo:

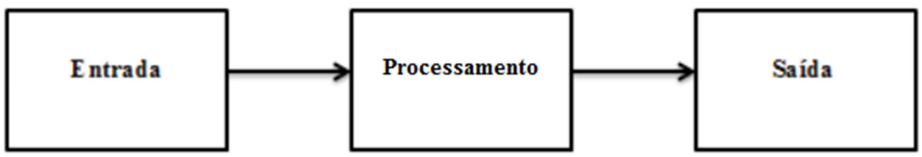


Figura 30 - Bloco do sistema. (Fonte: Fukuyoshi, B. H. “Programa para gerenciamento de rebanho leiteiro”, 2012; com alterações de autoria própria)

Para que o desenvolvimento de um programa tenha sucesso, é preciso examinar o problema proposto. Depois das especificações de entrada e saída serem averiguadas, o algoritmo pode ser construido. Depois dessas atividades serem efetuadas, é possível assim iniciar a codificação do programa e, quando essa parte for finalizada, será possível realizar testes, conseguir resultados e analisá-los posteriormente [75].

5.2 Microsoft Visual Studio

O Microsoft Visual Studio é um ambiente muito útil, através dele, é possível tirar um bom proveito de suas ferramentas e produzir uma ampla variedade de soluções baseadas em Dispositivos Móveis, na Web, no Office e no Windows. A plataforma é um espaço de desenvolvimento vasto, criado para desenvolvedores individuais produzirem aplicações com multicamadas de alto desempenho [69].

A plataforma Microsoft Visual Studio é um pacote de programas da empresa Microsoft para elaboração de software especialmente destinado ao .NET Framework e às linguagens de programação C++, C, C# (C Sharp), J# (J Sharp) e VB (Visual Basic). Também é um grande produto de desenvolvimento na área web, usando a plataforma do ASP.NET. As linguagens de programação mais usadas nesse ambiente são: C#(lê-se C Sharp) e VB.NET(Visual Basic.Net) [70].

Este IDE (Ambiente de Desenvolvimento Integrado) inclui uma completa série de aplicabilidades, desde a instalação de aplicações em pequenos dispositivos até modeladores que ajudam na constituição visual dos mais difíceis modelos corporativos [73].

Apesar de não ser a última versão lançada atualmente, o Visual Studio 2013 possui ferramentas para criação de projetos Windows Phone, Silverlight, Windows Forms e outros projetos. Segundo Haddad, os principais privilégios de usar esta poderosa IDE é a total possibilidade de associação de tudo o que é feito em .NET Framework e o descomplicado aprendizado por causa da padronização dos códigos e implementação [79].

5.3 MICROSOFT .NET FRAMEWORK

.NET é uma plataforma de desenvolvimento da companhia Microsoft que contém uma grande diversidade de tecnologias viabilizando que as aplicações criadas tenham independência sobre o Sistema Operacional (SO) instalado, do tipo de dispositivo móvel ou computador que seja usado e da linguagem de programação que tenha sido utilizada na sua elaboração das mesmas [73]. Ou seja, a plataforma computacional citada permite que as aplicações, sejam elas da Web ou Desktop, se comuniquem e troquem dados de maneira transparente e fácil.

Com a arquitetura .NET, a Microsoft deu um suporte mais completo a todos os requisitos que caracterizavam uma linguagem de programação orientada a objetos (OOP), atendendo ao clamor da comunidade de desenvolvedores [74].

A linguagem C Sharp faz parte do conjunto de ferramentas cedidas pela plataforma .NET e aparece como uma linguagem orientada a objetos, descomplicada e robusta, a fim de deixar que uma mesma aplicação possa ser devidamente interpretada em diversos dispositivos de hardware, independentemente destes serem PCs ou qualquer outro dispositivo móvel [74]. Além do mais, a linguagem C# também tem como objetivo permitir o desenvolvimento de qualquer tipo de aplicação, incluindo aplicação Windows convencional.

Na Figura 29 é ilustrada a arquitetura da plataforma .Net:

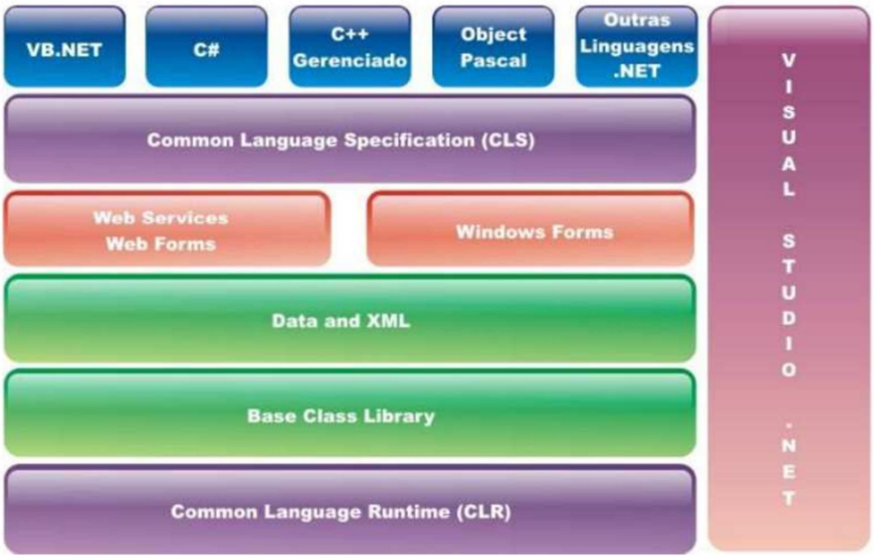


Figura 31 - Arquitetura do .NET. (Fonte: Torre, R. V. “Desenvolvimento Web utilizando a plataforma Microsoft”. http://www.etelg.com.br)

Além da linguagem C#, existem outras linguagens paralelas da própria empresa Microsoft que também têm o objetivo de dar suporte a elaboração de sistemas para a plataforma .NET; dentre elas: MANAGED C++, VB.NET (VISUAL BASIC .NET), JSCRIPT.NET [74].

Os aplicativos do .NET framework são formados sobre os serviços da Common Language Runtime e utilizam a biblioteca de classes do .NET Framework. O Common Language Runtime (CLR) tem o objetivo de gerenciar memória, verificação de segurança do código, execução de segmento, compilação, execução do código e dentre outros serviços do sistema. A biblioteca de classes do .NET é uma reunião orientada a objeto de tipos reutilizáveis que se integram a CLR. Com isso, é possível elaborar aplicativos de GUI (Graphic User Interface), podendo desenvolver aplicativos do .NET com Visual Basic, Visual F#, Visual C++ ou C# [70]; qualquer uma das linguagens citadas podem ser utilizadas sem problemas.

A seguir são mostradas algumas características de .NET que tem como alvo resolver problemas encontrados durante o desenvolvimento de um programa:

- Independência de linguagem de programação: essa característica proporciona a execução do controle de exceções, procedimentos de herança e depuração entre linguagens distintas.
- Tempo de execução compartilhado: Não tem um “runtime” distinto para cada linguagem de programação que implementa .NET, o “runtime” é dividido entre as linguagens que aceitam .Net.
- Controle de versões e sistemas auto-explicativos: cada peça de código .NET possui nela própria os dados fundamentais e suficientes de maneira que o “runtime” não necessite buscar no registro do Windows mais dados sobre o programa que está em execução. O “runtime” encontra os dados necessários no próprio sistema em questão e roda o programa sem dar erros de incompatibilidade, sabendo exatamente qual a versão que deve ser executada.
- Problemas complexos tem uma resolução mais simples [74].

Abaixo é ilustrado como se dá o funcionamento de uma aplicação executando sobre a plataforma .NET:

Figura 32 - Funcionamento do aplicativo em .NET.
(Fonte: Torre, R. V. “Desenvolvimento Web utilizando a plataforma Microsoft”. http://www.etelg.com.br)

Um sistema feito com a tecnologia da Microsoft produz um código intermediário para qualquer Sistema Operacional. Esse código então, passa a ser compilado no interpretador Common Language Runtime, que é um ambiente de tempo de execução do .NET Framework que roda o código e providencia tarefas que tornam a produção do programa mais simples, ou seja, trabalha igual a um processador que tem a função de fazer a execução das aplicações para ela escritas. Então, o desenvolvedor é capaz de escolher qual linguagem ele usará [73].

5.4 Linguagem C#

C#, chamado de C Sharp, é uma linguagem de programação orientada a objetos criada pela companhia Microsoft, que faz parte da sua plataforma .NET. Para a criação de tal linguagem, a empresa se baseou na linguagens C++ e Java [69].

As características da linguagem C#

Dentre as características essenciais do C Sharp vale ressaltar:

- Simplicidade: a linguagem em questão é tão simples quanto o Visual Basic e tão poderosa quanto o C++.
- Completamente orientada a objetos: qualquer variável usada no programa necessita fazer parte de uma classe.

- Fortemente tipada: com isso há um maior auxílio para evitar erros por manipulação imprópria de tipos, atribuições incorretas, e outros erros comuns.
- Tudo é um objeto: a classe base de todo o sistema de tipos de C# é ‘System.Object’.
- Controle de versões: cada assembly que foi gerado, seja como EXE ou DLL, tem informação sobre a versão do código, possibilitandodo a coexistência de dois assemblies com o mesmo nome no mesmo ambiente, mas de versões distintas.
- Linguagem gerenciada: os programas produzidos em C# executam em um ambiente gerenciado, o que significa que todo o gerenciamento de memória é executado pelo runtime via o GC (Garbage Collector), e não diretamente pelo programador, diminuindo as chances de incorrer erros comuns a linguagens de programação onde é o programador que faz o gerenciamento da memória [74].

C# tem todas as características de qualquer outra linguagem expressiva usada no mercado atualmente. Na linguagem C Sharp o caminho mais rápido e simples de se fazer a interface usada pelo usuário é fazê-la visualmente, ou seja, construir a interface selecionando botões e visualizadores de gráficos diretamente de ferramentas fornecidas pelo próprio programa usando o Windows Forms Designer e a Toolbox.

5.5 A declaração de uma classe

A linguagem C# solicita que toda a lógica do programa esteja contida em classes. Depois da declaração da classe usando a palavra reservada class, tem-se o seu identificador correspondente. O conceito de classe será explicado posteriormente, mas de forma resumida, uma classe é um tipo abstrato de dados que no paradigma de programação orientada a objetos é utilizado para corresponder a objetos do mundo real [74].

5.6 ORIENTEÇÃO A OBJETOS

A programação orientada a objetos (POO ou OOP em inglês) proporciona que sistemas complexos sejam gerados com mais facilidade, tanto na manutenção quanto na implementação inicial [74].

Em C# é possível ter acesso a uma linguagem de programação que implementa, de forma clara e direta todos os requisitos de uma linguagem POO em conjunto com uma forte tipagem de dados [74], tornando a programação mais sólida e permitindo que muitos erros sejam consertados ainda na compilação.

A POO foi inventada para suprir as carências do modelo anterior a ela, a programação estruturada. A linguagem que usa programação estruturada usa funções que são chamadas em sequência, ou seja, consiste fundamentalmente em segmentar a tarefa de programação em blocos de código chamados de procedimentos, já na Programação Orientada a Objetos, há um grupo de objetos que imitam o mundo real podendo ou não ter uma capacidade de executar tarefas, e com a reunião de todos esses objetos é alcançado os seus objetivos [73]. Com a POO, a ideia de procedimento foi ampliada para a ideia de classe. Uma classe possibilita guardar muitos dados e procedimentos dentro dela. Em Orientação a Objetos, os procedimentos chamam-se métodos e os dados chamam-se propriedades [74]. O conceito de classe mudou muito a visão de programação.

5.7 Windows Forms

A .NET tem uma biblioteca que possui todos os controles fundamentais para elaborar aplicações Windows. Essa biblioteca de controles tem o nome de Windows Forms e está armazenada em System.Windows.Forms [74].

Como os formulários são a unidade base do aplicativo, é fundamental pensar um pouco sobre seu desenho e sua função. Um formulário é essencialmente um espaço em branco que o desenvolvedor melhora com controles para gerar uma interface do usuário e com código para operar dados. Para tanto, o Visual Studio oferece um ambiente de desenvolvimento integrado (Integrated Development Environment - IDE) para auxiliar na produção de códigos, bem como um vasto grupo de controles escrito com o .NET Framework. Inteirando a funcionalidade desses controles com o código é possível, de maneira fácil e rápida, elaborar as soluções necessárias [34].

5.8 Aquisição de dados via arduino

A leitura de dados foi feita via arduino Arduino Mega 2560, onde os sensores de força resistivo foram conectados as entradas analógicas A0 até A9, para a leitura do valor analógico foi usada a função analogRead (fsrPin0). Como mostra a figura 32.

```
void loop(void) {
  fsrReading0 = analogRead(fsrPin0);
  FSR0_analog = fsrReading0;
```

Figura 33 - Leitura do valor analógico do sensor 0.

O arduino mega possui 16 conversores analógicos para digital de 10 bits, onde ele irá converter os valores lidos de 0 a 5 Volts em valores entre 0 e 1023 [35]. A resolução dessa conversão é mostrada na equação (7). As leituras são realizadas com um intervalo de tempo de 100 micro segundos (0,0001s).

$$R = \frac{V_{máx} - V_{mín}}{2^{bits}} = \frac{5-0}{2^{10}} = \frac{5}{1024} = 0{,}004828125mV \qquad (7)$$

Onde:

R: resolução.
Vmáx : valor máximo admitido pela entrada arduino Atmega 2560.
Vmín : valor mínimo admitido pela entrada arduino Atmega 2560.
bits: quantidade de bits do conversor analógico digital.

Após receber esse valor digital é necessário fazer a conversão novamente de analógico para digital para isso a função *map* foi utilizada [80].Tal função consegue converter um valor de uma escala para outra escala.

```
fsrVoltage0 = map(fsrReading0, 0, 1023, 0, 5000);
FSR0_tensao = fsrVoltage0;
```

Figura 34 - Conversão do valor digital para analógico

Após essa conversão é obtido o valor da tensão lido pelo microcontrolador, a partir desses valores foi possível calcular os valores da resistência (Ω), condutância

(S), força (N), com isso foi criado uma *string* para armazenar essas variáveis, e a partir da comunicação serial com o Visual Studio 2013, foi criado uma interface gráfica, onde nela foi possível uma melhor vizualição do que está sendo lido.

```
Serial.println( String(FSR0_analog, DEC)+";"+String(FSR1_analog, DEC)+";"+String(FSR2_analog, DEC)+";"+String(FSR3_analog, DEC)+
";"+String(FSR4_analog, DEC)+";"+String(FSR5_analog, DEC)+";"+String(FSR6_analog, DEC)+";"+String(FSR7_analog, DEC)+";"+String(FSR8_analog, DEC)+";"+String(FSR9_analog, DEC)+";"+
String(FSR0_tensao, DEC)+";"+String(FSR1_tensao, DEC)+";"+String(FSR2_tensao, DEC)+";"+String(FSR3_tensao, DEC)+
";"+String(FSR4_tensao, DEC)+";"+String(FSR5_tensao, DEC)+";"+String(FSR6_tensao, DEC)+";"+String(FSR7_tensao, DEC)+";"+String(FSR8_tensao, DEC)+
";"+String(FSR9_tensao, DEC)+";"+String(FSR0_resistencia, DEC)+";"+String(FSR1_resistencia, DEC)+";"+String(FSR2_resistencia, DEC)+";"+String(FSR3_resistencia, DEC)+";"+
String(FSR4_resistencia, DEC)+";"+String(FSR5_resistencia, DEC)+";"+String(FSR6_resistencia, DEC)+";"+String(FSR7_resistencia, DEC)+";"+
String(FSR8_resistencia, DEC)+";"+String(FSR9_resistencia, DEC)+";"+String(FSR0_condutancia, DEC)+";"+String(FSR1_condutancia, DEC)+";"+
String(FSR2_condutancia, DEC)+";"+String(FSR3_condutancia, DEC)+";"+String(FSR4_condutancia, DEC)+";"+String(FSR5_condutancia, DEC)+";"+
String(FSR6_condutancia, DEC)+";"+String(FSR7_condutancia, DEC)+";"+String(FSR8_condutancia, DEC)+";"+String(FSR9_condutancia, DEC)+";"+
String(FSR0_forca, DEC)+";"+String(FSR1_forca, DEC)+";"+String(FSR2_forca, DEC)+";"+String(FSR3_forca, DEC)+";"+String(FSR4_forca, DEC)+
";"+String(FSR5_forca, DEC)+";"+String(FSR6_forca, DEC)+";"+String(FSR7_forca, DEC)+";"+String(FSR8_forca, DEC)+";"+String(FSR9_forca, DEC));
```

Figura 35 – String que armazena os valores das variáveis

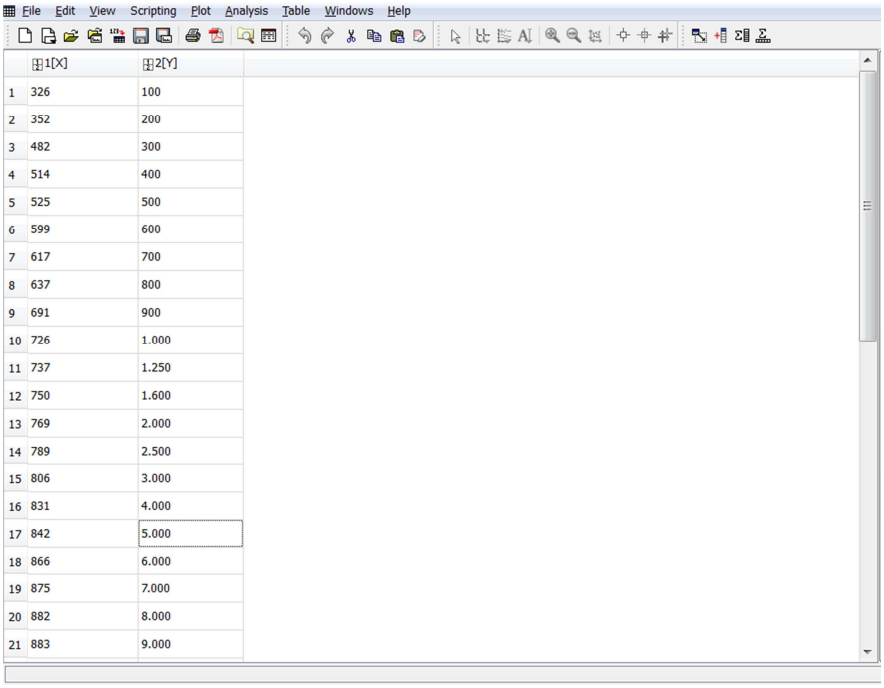
5.9 Calibração

Para a calibração foram realizados testes com diferentes pesos, foram guardados os valores das medidas de tensão para cada peso utilizado, a fim de conseguir elaborar uma interpolação entre os valores medidos, e conseguir fazer uma boa aproximação dos valores da tensão com os valores das forças que os pesos exerceram sobre os sensores de força resistivo.

Os valores medidos serão utilizados para realizar uma interpolação que é uma maneira de construir um conjunto de dados a partir de uma quantidade de dados habituais medidos anteriormente.

O software utilizado para realizar a interpolação dos valores medidos foi o SciDAVIs [81], um programa de software livre de análise e visualização científica de dados por meio de uma iterface gráfica(GUI).

Primeiramente os dados foram organizados em colunas, onde o eixo Y foram inseridos os valores dos pesos utilizados, no eixo X ficaram os dados lidos pelo arduino sobre o valor analógico em referência a tensão que está sendo lida sobre o resistor de 10 kΩ. Como mostra a figura 35.



	1[X]	2[Y]
1	326	100
2	352	200
3	482	300
4	514	400
5	525	500
6	599	600
7	617	700
8	637	800
9	691	900
10	726	1.000
11	737	1.250
12	750	1.600
13	769	2.000
14	789	2.500
15	806	3.000
16	831	4.000
17	842	5.000
18	866	6.000
19	875	7.000
20	882	8.000
21	883	9.000

Figura 36 – Organização dos dados para interpolação

Feito isso usando a função *Quick Fit* do software *SciDAVIs*, foi escolhida a função que mais se assemelha ao gráfico reproduzido pelos valores das amostras medidas pelo Arduino. Para representar os valores das medidas em forma gráfica, foi escolhido a forma Splines para representar tais medidas, e para a melhor função que se aproximou da curva a interpolação escolhida foi por crescimento exponencial.

Ambos os gráficos foram representados pela figura Y, onde a curva dos pontos amostrados estão na cor preta, e a em vermelho é a curva de aproximação dos valores, calculada pelo Software SciDAVIs.

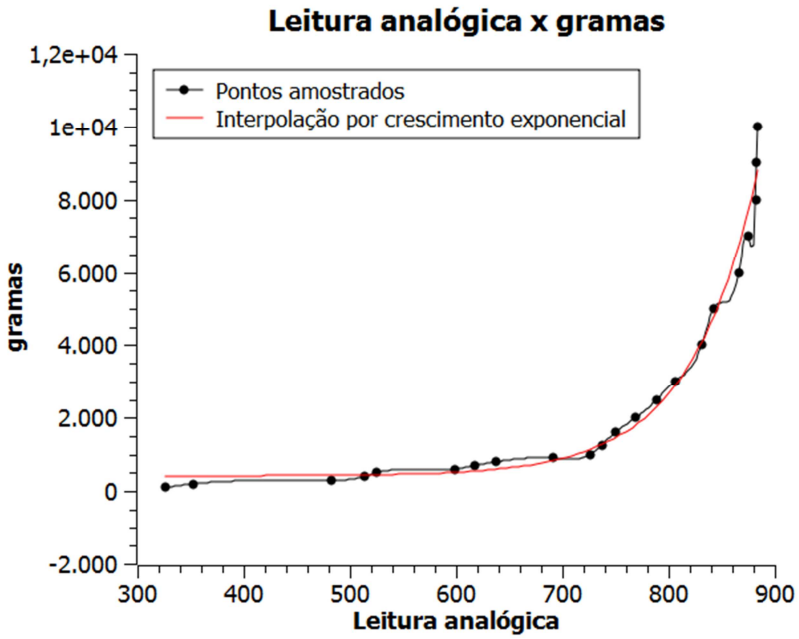


Figura 37 – Aproximação via interpolação

Feito esta interpolação foi necessário inseri-la no programa, afim de converter os valores lidos referentes a tensão em cima do resistor de 10 kΩ para força em N (Newtons). Após o gráfico da interpolação ser feita o *SciDAVIs* indica os valores das constantes para realizar o gráfico interpolado.

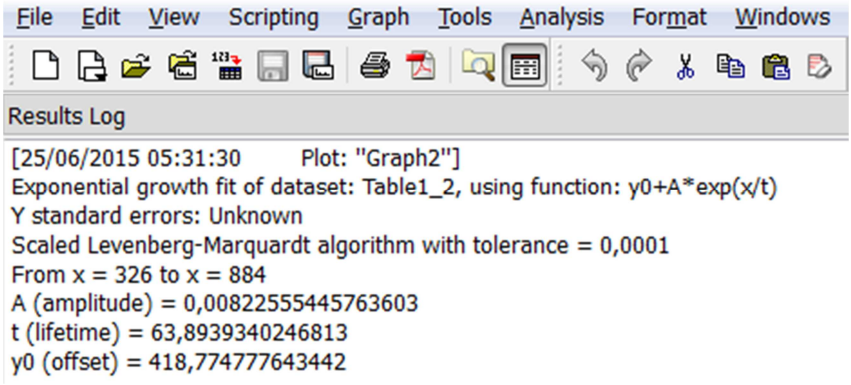


Figura 38 – Resultado das constantes pelo software *SciDAVIs*

Onde os valores resultantes do software irão ser inseridos na equação 8, e logo depois inserido no software do Arduino para que converta os valores lidos em força (N).

$$y = y0 + A * \exp(\frac{x}{t}) \qquad (8)$$

Com esta aproximação foi possível a realização das leituras da força, onde os valores das tensões são convertidos em força (N).

```
if(fsrReading0<352){
 fsrForce0 = 0;
 }else{
 fsrForce0 = ((418.7747  77643442+(0.0082555445763603*(exp(fsrReading0/63.8939340246813))))/100);
 }
 FSR0_forca =  fsrForce0;
}
```

Figura 39 - Cálculo para a força resultante

5.10 Software utilizado

O objetivo do software desenvolvido neste projeto é que ele consiga ler e plotar gráficos das medições executadas nas entradas análogicas do Arduino que estarão ligadas a plataforma de FSRs.

Portanto foi necessário trabalhar em três ambientes:

- Primeiramente no ambiente do Arduino, para fazer a leitura das medições das portas analógicas conectadas com os FSRs e calcular as variáveis de entrada analógica, tensão (em milivolt), resistência (em ohm), condutância (em microsiemens) e força (em newton). Também é nesse ambiente onde é possível alterar a velocidade de leitura serial, possibilitando, assim, diminuir o espaço de tempo em que são feitas as medições nas portas analógicas e consequentemente aumentando a precisão dos gráficos que serão plotados.
- Em seguida no ambiente SciDAVIs foram realizados gráficos e interpolações com intuito de encontrar a melhor função para a representação da força pela tensão lida nos sensores de força.
- Depois no ambiente Microsoft Visual Studio, para fazer a interface, plotar os gráficos e criar o mapeamento de esforços.
- Dados dos sensores foram salvos em um arquivo de texto.

Os gráficos que foram plotados pelo programa são das medições da entrada analógica, tensão, resistência, condutância e força de cada FSR, além disso, para melhor quantificação e entendimento dos dados obtidos, foi feito um mapa dos esforços realizados em cada área impostante do pé.

Para que a ultilização do programa por qualquer usuário que queira efetuar a leitura das medições feitas pelos sensores seja fácil e clara, foi desenvolvida uma interface com o ambiente Microsoft Visual Studio. Esse ambiente foi escolhido pelo

motivo de permitir que a interface seja feita manualmente, sem precisar que seja escrito um código para a sua criação e arranjamento, pois esse já é criado automaticamente quando as alterações na interface são feitas.

Para escrever o código que faz a leitura da entrada serial, armazena os valores medidos e plota nos gráficos e no mapa foi utilizada a linguagem C# (C Sharp).

Foi feita uma interface com todos os gráficos e o mapa em uma única tela para que a comparação de resultados obtidos seja facilitada, porém como são muitos FSRs por gráfico e caso queira-se ver apenas um gráfico em específico, há a opção de clicar somente no gráfico desejado para vê-lo isoladamente num tamanho maior, aumentando-se, assim, a sua resolução. Como pode ser visto na figura 40.

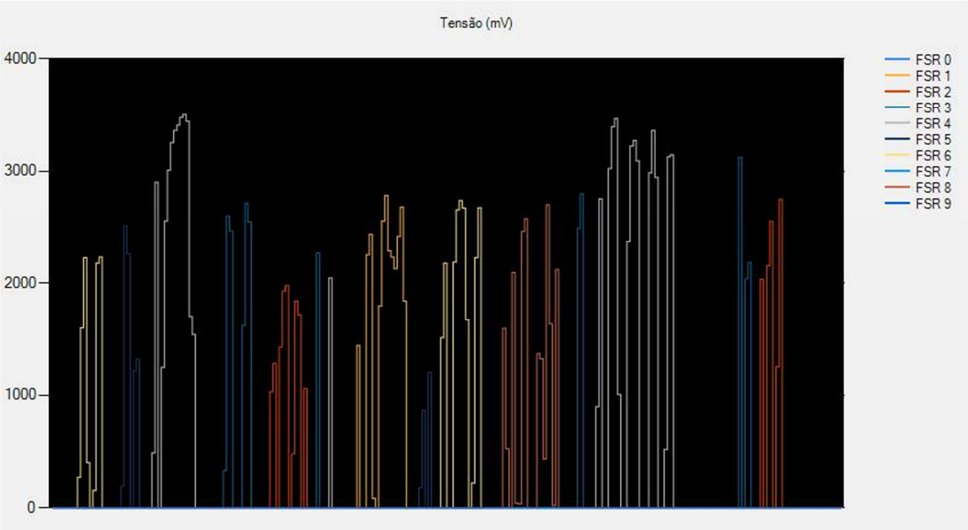


Figura 40 - Gráfico da leitura analógica

Os gráficos de condutância, resistência e tensão seguem o mesmo padrão para visualização. Nas figuras a seguir os esses gráficos serão representados.

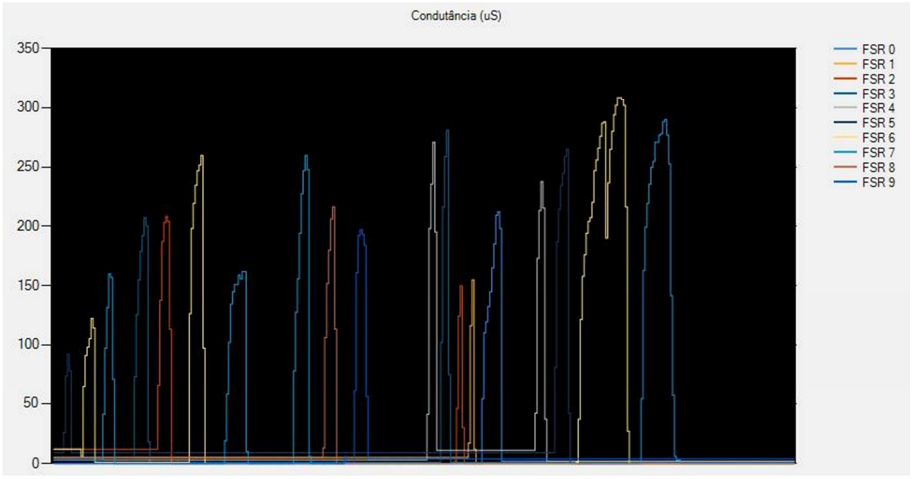


Figura 41 - Gráfico da condutância

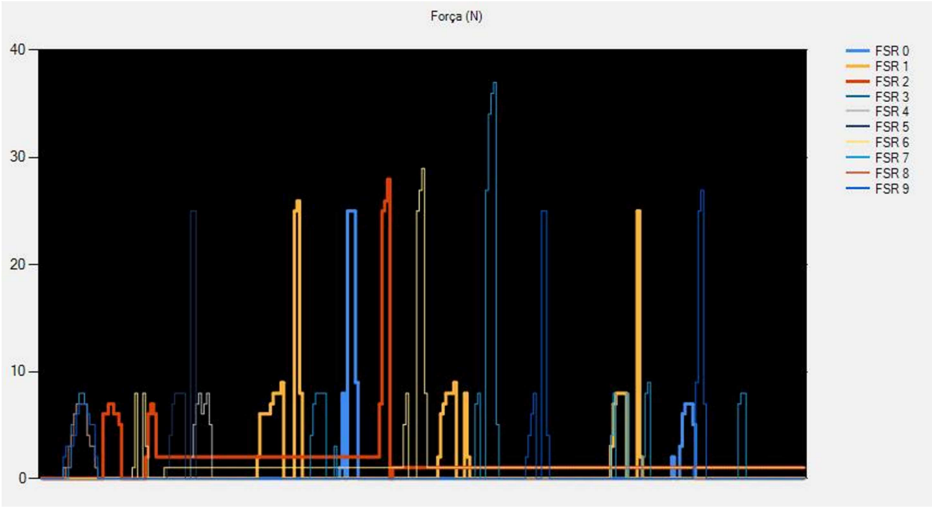


Figura 42 – Gráfico da força

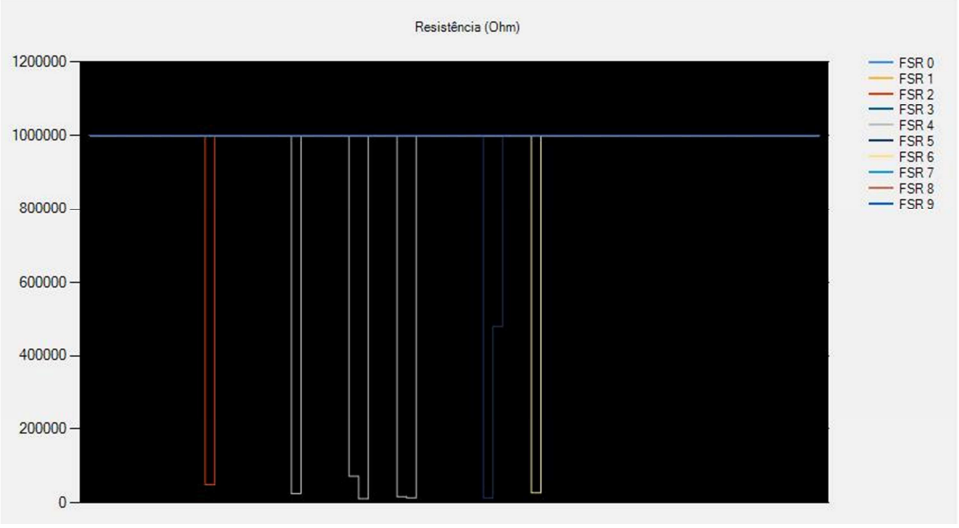


Figura 43 - Gráfico da resistência

No mapa de esforços foi utilizado um sistema de sete cores, onde o branco representa o não pressionamento do FSR, o azul escuro representa uma leve pressão e o vermelho representa uma grande pressão, passando pelas cores azul claro, verde, amarelo e laranja. A figura 43 representa o mapa dos esforços e todos os outros gráficos.

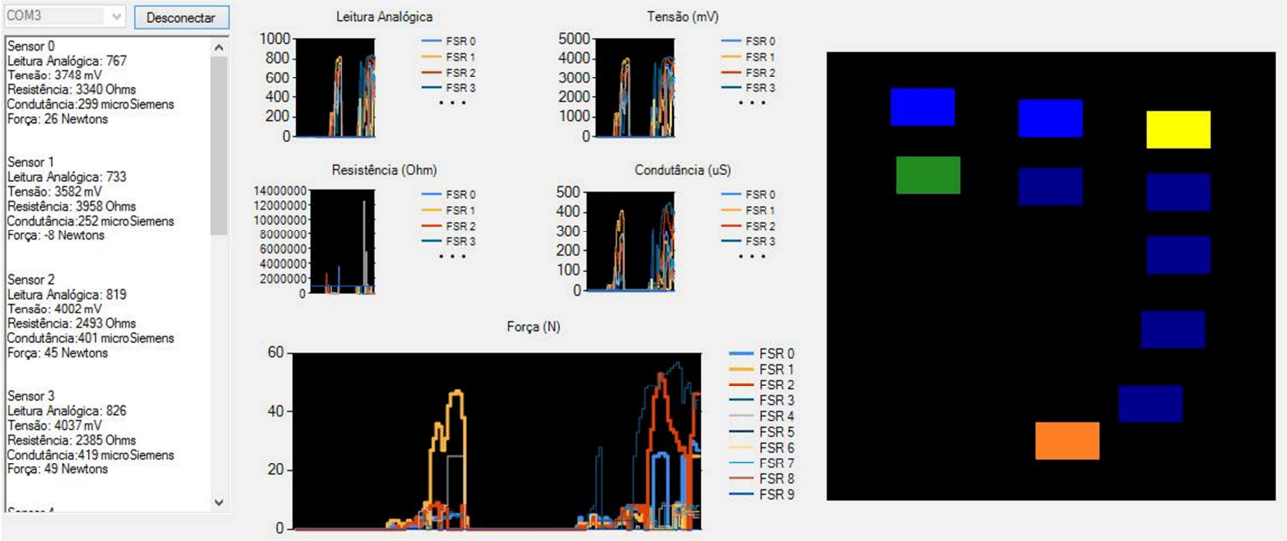


Figura 44 – Gráficos e mapa dos esforços

5.11 Dados dos sensores salvos

Os dados coletados com o seguinte programa só podem ser analisados no momento que as medidas estão acontecendo, para que os dados possam ser analisados posteriormente foi adicionado ao programa algumas instruções para salvar o arquivo em .txt. A figura 44 mostra os dados salvos em um arquivo Txt.

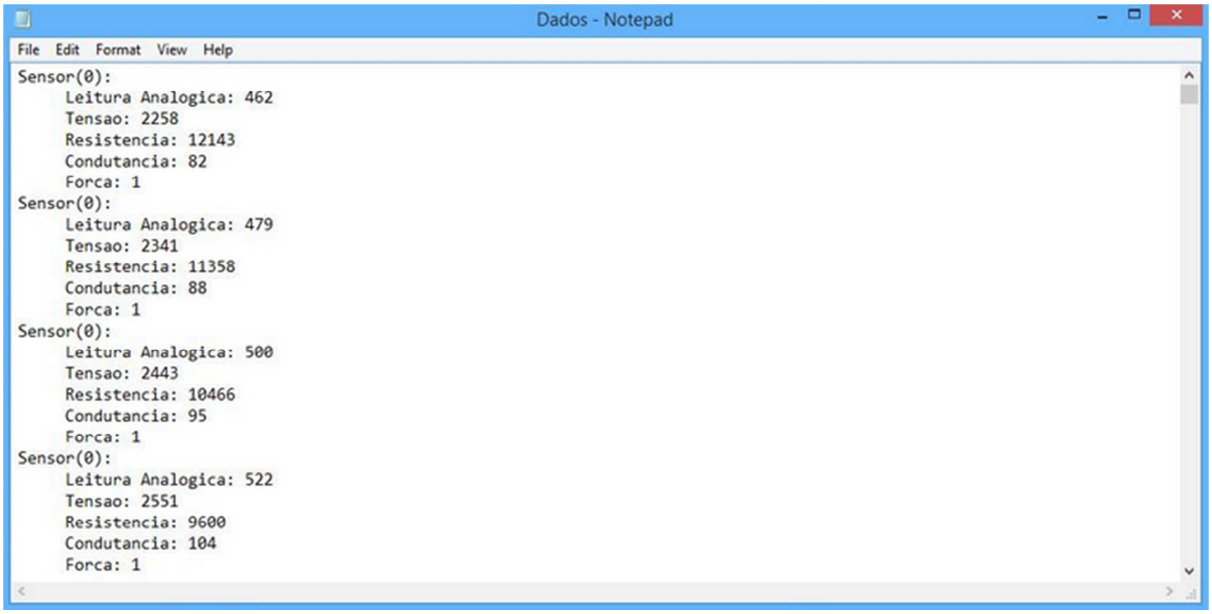


Figura 45 – Dados salvos em um arquivo txt

IV – Resultados

Para testar o protótipo implementado foi aplicado uma massa em torno de 800 gramas no FSR1 (segundo sensor) com o dedo simulando a massa de uma parte qualquer do pé como ilustrado na Figura 45:

Figura 46– Massa de 800 (oitocentos) gramas medida numa balança precisa.

Depois de verificar a massa na balança, o próximo passo foi analisar o valor

da leitura analógica em formato digital, a tensão do resistor de 10 kΩ que está em série com o FSR, a resistência e condutância do FSR, e posteriormente através da interpolação realizada a força exercida no FSR em newtons.

O valor da leitura analógica transformado em um número digital pode ser visto no gráfico “Leitura Analógica”, ilustrado na figura a seguir:

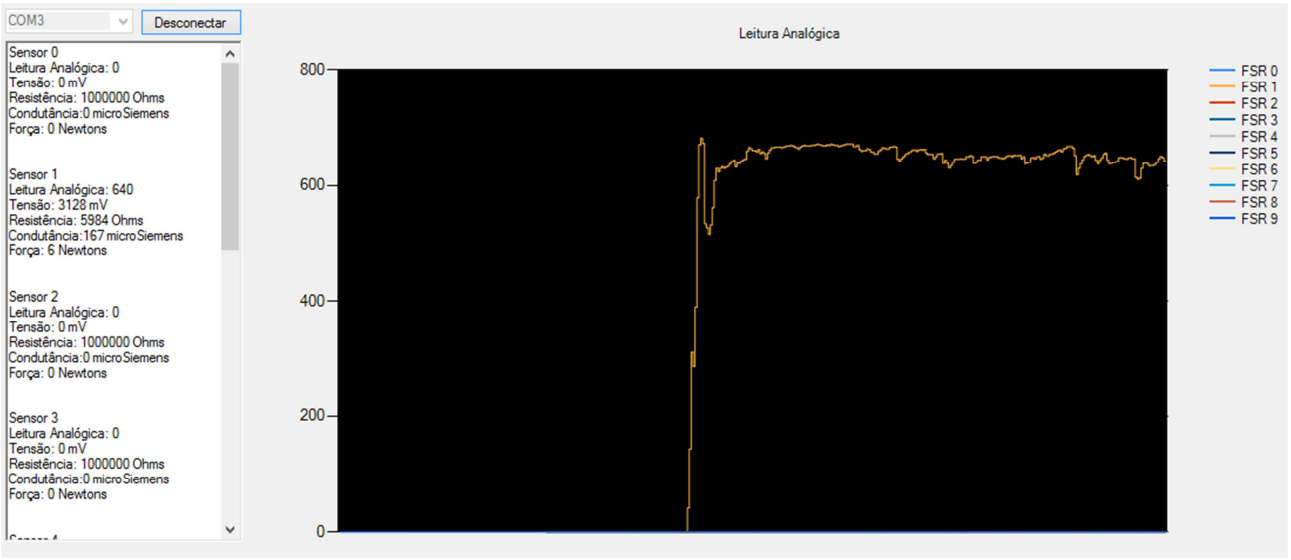


Figura 47 - Leitura analógica medida do FSR1.

Com a leitura analógica medida, é possível usar a função 'map' do Arduino para obter a tensão do resistor de 10 kΩ que está conectado em série com o FSR, como pode ser visto na Figura 47.

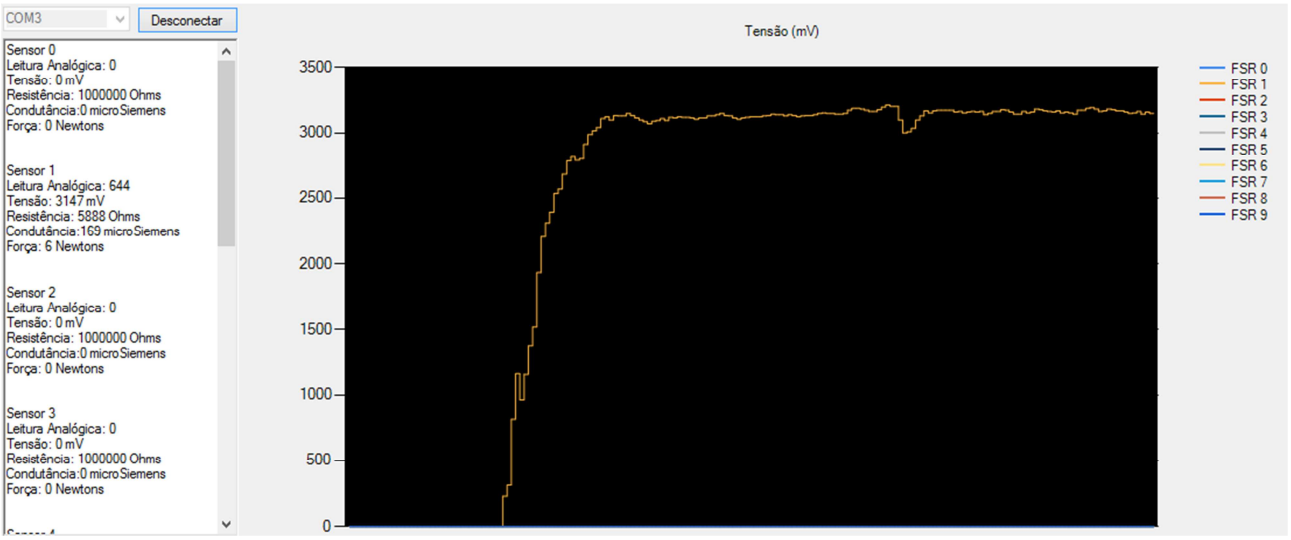


Figura 48 – Tensão do resistor de 10 kΩ com a massa de 800 gramas.

Pelo fato do resistor de 10 kΩ estar em série com o FSR e o seu valor já ser conhecido, é possível, através de um divisor de tensão, obter a resistência do FSR, como é mostrado na Figura 48. Como a resistência do FSR tende a infinito quando o sensor não está pressionado, o gráfico fica em uma escala ruim quando um dos FSRs do protótipo não está pressionado, pois a resistência do mesmo fica bastante elevada em comparação a dos outros sensores.

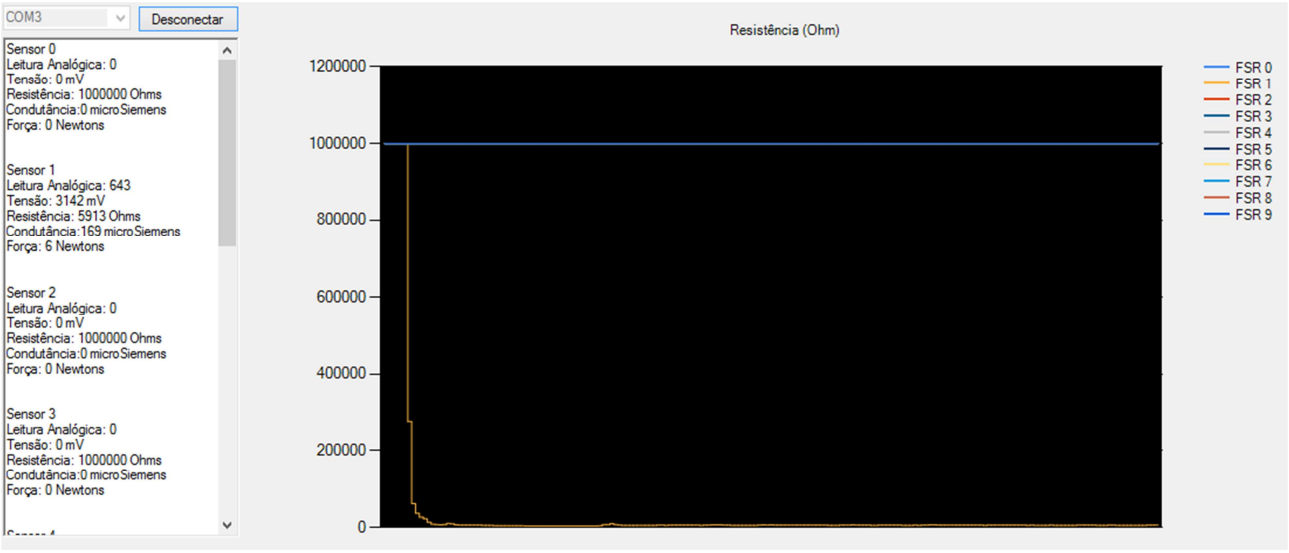


Figura 49 – Resistência calculada do sensor FSR1.

Com a resistência obtida, é calculado o seu inverso, resultando na condutância do sensor FSR. Para ajustar os valores e trabalhar numa escala melhor o valor do inverso da resistência foi multiplicado por um milhão, assim, a condutância é calculada em µS. A capacitância obtida usando 800 gramas pode ser visualizada na Figura 49:

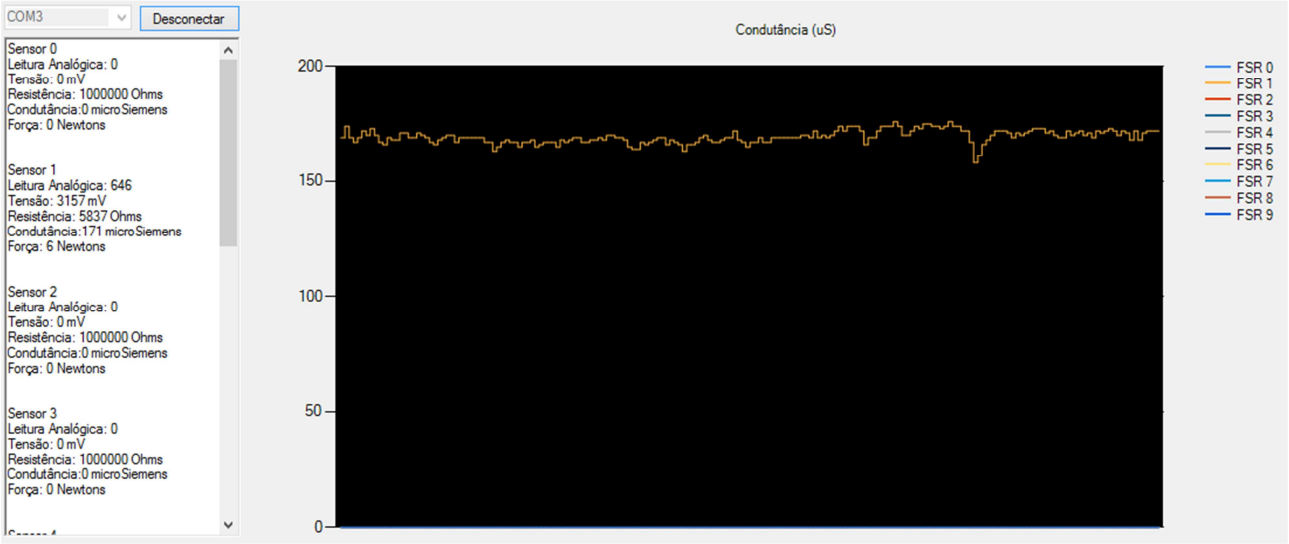


Figura 50 – Valores de condutância obtidos no FSR1

Finalmente, usando a leitura analógica obtida é possível, através da interpolação utilizada no código, estimar a força que está sendo realizada sobre o sensor FSR1 em newtons. A força obtida na realização do teste pode ser vista na Figura 50:

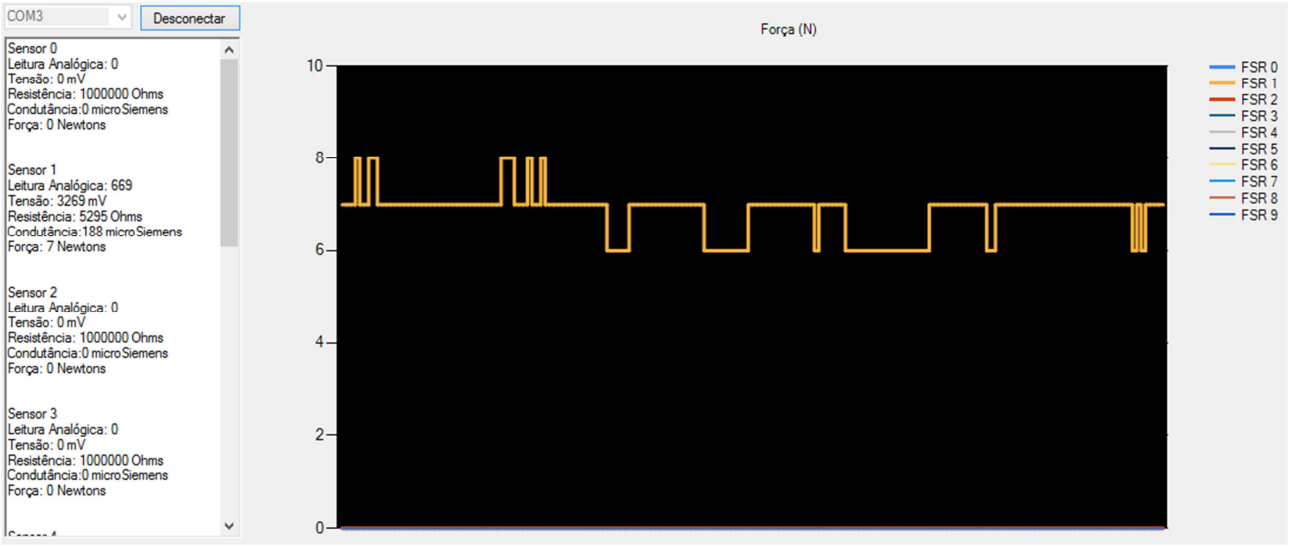


Figura 51 – Força obtida no teste executado.

Para testar melhor o protótipo, também foram realizados outros testes com diferentes massas, que são mostrados a seguir:

Usando uma massa de 1600 gramas (1,6 Kg):

```
--------------------
Analog reading = 753
Voltage reading in mV = 3680
FSR resistance in ohms = 3586
Conductance in microMhos: 278
Force in Newtons: 15
--------------------
```

Figura 52 – Resultados obtidos com 1600 g.

Com uma massa de 900 gramas:

```
--------------------
Analog reading = 709
Voltage reading in mV = 3465
FSR resistance in ohms = 4430
Conductance in microMhos: 225
Force in Newtons: 9
--------------------
```

Figura 53– Resultados obtidos com 900 g.

Usando 3000 gramas (3 Kg):

```
--------------------
Analog reading = 813
Voltage reading in mV = 3973
FSR resistance in ohms = 2584
Conductance in microMhos: 386
Force in Newtons: 31
--------------------
```

Figura 54 – Resultados obtidos com 3000 g.

Com uma massa de aproximadamente 4200 gramas (4,2 Kg):

```
--------------------
Analog reading = 834
Voltage reading in mV = 4076
FSR resistance in ohms = 2266
Conductance in microMhos: 441
Force in Newtons: 42
--------------------
```

Figura 55 – Resultados obtidos com aproximadamente 42000 g.

Utilizando uma massa de 400 gramas:

```
--------------------
Analog reading = 520
Voltage reading in mV = 2541
FSR resistance in ohms = 9677
Conductance in microMhos: 103
Force in Newtons: 4
--------------------
```

Figura 56 – Resultados obtidos com 400 g.

Testando com uma massa de 5000 gramas (5 Kg):

```
--------------------
Analog reading = 846
Voltage reading in mV = 4134
FSR resistance in ohms = 2094
Conductance in microMhos: 477
Force in Newtons: 50
--------------------
```

Figura 57 – Resultados obtidos com 5000 g.

6. Discussão

Os resultados do trabalho foram alcançados, entretanto o projeto inicial tinha como intuito medições nos dois pés sobre um adulto, e com os sensores comprados fica impossível a medição em pesos maiores que dez quilogramas. Além do erro do Fsr ser muito alto acaba sendo muito impreciso o sistema.

Para as conversões de tensão em força foi necessário uma interpolação, e como a faixa de trabalho desses sensores são muito pequenas a interpolação ficou muito suscetível a erro, pois as diferenças entre tensões para cada valor de peso ficaram muito pequenas, além da interpolação ser de tipo exponencial assim alguns valores ficam muito próximos dos outros.

A montagem do circuito foi dificultada por não encontrarmos plugs compativeis com as saídas dos sensores que são muito pequenas, até poderia ser feito facilmente com a solda, porém a solda afeta o funcionamento do sensor de força, alterando suas características e podendo até queimar os terminais dos mesmos.

7. Conclusão

Neste trabalho foi abordada a construção de uma plataforma de força a fim de estudar o equilíbrio do corpo humano, entendendo as forças externas e internas que atuam sobre o corpo humano no processo do equilíbrio. É possível compreender que essas forças caracterizam a postura de um indivíduo, e com a caracterização é factível uma comparação com modelos matemáticos que possam diagnosticar algum tipo de doença.

Desta forma, conclui-se que as plataformas de força no ramo biomédico são ferramentas capazes de fazer caracterizações da marcha humana, análise da postura humana, diagnosticar alguns tipos de p atologias, como os desvios posturais e outras aplicações.

Os objetivos foram cumpridos no sentido de construir o hardware e desenvolver o software para a construção da plataforma de força. O trabalho demonstrou quais procedimentos seguir quando se quer criar algum tipo de produto, bem como detalhou as etapas que devem ser observadas para a construção de uma plataforma de força, também mostrou as etapas de uma construção de uma plataforma de força.

8. Bibliografia

[1] ARNHEIM, D. D., & PRENTICE, W. E. (2002). Princípios de treinamento atlético.

[2] BAGESTEIRO, L. B. (1996). Desenvolvimento de uma plataforma para análise de forças produzidas por pessoas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

[3] BAMBERG, S.; BENBASAT, A.Y.; SCARBOROUGH, D.M.; KREBS, D.E.; PARADISO, J.A. GAIT. (2008). *Analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 12, 413–423*.

[4] Ricarte, I. “Programação Orientada a Objetos: Uma abordagem com Java”. Disponível em: <http://www.dca.fee.unicamp.br/cursos/PooJava/Aulas/poojava.pdf>. Último acesso em Acessado em 19/06/2015.

[5] BARELA, A. M. F. B.; DUARTE, M. (2011) Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana.

[6] BASTOS, J. S. (2011). Construção de uma plataforma de força para avaliação de pressão plantar em indivíduos com diabetes mellitus.

[7] BERG K.O, M. B. (1992). *Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population v.73.*

[8] CAPELLO, A.; LENZI, D.; CHIARI, L. (2004) *Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix*.

[9] CARON, O. F. (1997). *Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture*.

[10] CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPELLO, A. (2002) *Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement*.

[11] Rosado, S. M. P. “Desenvolvimento de Sistemas Utilizando Orientação a Objetos”, Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, Paraíba, 2003. Disponível em: <http://201.2.114.147/bds/bds.nsf/8696AD00ABA6249303256FD9005119A8/$File/NT000A62B6.pdf>. Último acesso em Acessado em 19/06/2015.

[12] CUNNINGHAM, D. M.; BROWN, G. W. (1952). *Two devices for measuring the force acting on the human body during walking. Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis, 9, p. 75-90*.

[13] Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement, 3ª ed.*

[14] DAHER, C. R. M. (2012). Relação do alinhamento postural com o desempenho motor e equilíbrio em escolares de 07 a 11 anos.

[15] DUARTE, M. (2000). Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática.

[16] DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V. M. (2000). *Stabilographic analysis of unconstrained standing*.

[17] DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. (1999). *Patterns of center of presure migration during prolonged unconstrained standing*.

[18] DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. (2002). *Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance*.

[19] ELFTMAN, H. (1938). *The force exerted by the ground in walking. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, v. 10, n. 5, p. 477- 491*.

[20] EVANGELISTA, M. R. R.; DAVID, A. C.; ROCHA, A. F.; SANTOS, I.; NASCIMENTO, F. A. O. (2002). Desenvolvimento de um Software em Matlab para Análise de Forças de Reação do Solo Durante o Andar e o Correr.

[21] FREITAS, R. L. B. (2008). Plataforma de força para aplicações biomédicas.

[22] FREITAS, S. M. S. F.; DUARTE, M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio.

[23] FREITAS, S. M., PRADO, J. M.; DUARTE M. (2005). *The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing*.

[24] FREITAS, S. M.; WIECZOREK, S. A.; MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. (2005). *Age-related changes in human postural control of prolonged standing*.

[25] FREITAS, S., & DUARTE, M. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força.

[26] GEFEN, A. (2007). *Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: Technological concepts and clinical utilization. Wounds, 19, 350–362*.

[27] GOLDSTEIN, H. (s.d.). *Classical mechanics.* 1980.

[28] GREENE, J. H.; MORRIS, Z. (1959). *The design of a force platform for work measurement." The journal of Industrial Engineering, v. 10, p. 312-317*.

[29] GURFINKEL, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography.

[30] GUYTON, A., & HALL, J. (2006). Tratado de fisiologia médica. 11ª ed. Rio de Janeiro.

[31] HAEGGSTRÖM, E. O.; FORSMAN, P. M.; WALLIN, A. E.; TOPPILA, E. M.; PYYKKÖ, I. V. (2006). *Evaluating sleepiness using force platform posturography*.

[32] HAUPENTHALA, A.; SCHÜTZ, G. R.; HUBERT, M.; DABONNEVILLE, M.; ROESLER, H. (2007). *Force analysis of the underwater stationary running*.

[33] HAYES, K. C. (1982). *Biomechanics of postural control*.

[34] Microsoft. “Windows Forms”, 2015. Disponível em: <https://msdn.microsoft.com/pt-br/library/dd30h2yb%28v=vs.110%29.aspx>. Último acesso em 20/06/2015.

[35] Arduino. “AnalogRead ()”, 2015. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Reference/AnalogRead>. Último acesso em 20/06/2015.

[36] LAZZARI C. D.; BALBINOT, A. (2010). Desenvolvimento e estudo de uma plataforma biomecânica aplicada ao ciclimo.

[37] LEE, N.; GOONETILLEKE, R.; CHEUNG, Y.; SO, G. (2001). *A flexible encapsulated MEMS pressure sensor system for biomechanical applications. J. Microsyst. Technol*.

[38] LOTH, E. A.; ALBUQUERQUE, C. E.; CIENA, A. P.; ROSSI, A. G. (2011). Avaliação do controle postural em adultos jovens através da posturografia dinâmica Foam-laser e plataforma de força. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1517-86922011000300004&script=sci_arttext#end1> Acesso em 09/11/2014, às 15:33.

[39] LYWOOD, D. W.; VANEYKEN, A.; MACPHERSON, J. M. (1987). *Small, triaxial force plate." Medicine & Biology Engineering and Computations, v. 25*.

[40] M., Z. V. (2002). *Kinetics of human motion.*

[41] MA, J.; KHARBOUTLY, H.; BENALI, A.; AMAR, F. B.; BOUZIT, M. (2014) *Design of omnidirectional mobile platform for balance analysis*.

[42] MANN, L.Ç KLEINPAUL, J. F.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. (2011). Influência dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio em gestantes.

[43] MCCOLLUM, N. (1985). *The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. p:100 - 170*.

[44] OMEGA ENGINEERING INC. *The Straing Gage*. Disponínel em: <http://www.omega.com/literature/transactions/volume3/strain.html>. Acesso em 08/11/2014.

[45] ÖZKAYA N, N. M. (1999). *Fundamentals of Biomechanics : equilibrium, motion, and deformation.*

[46] PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. (1984) *Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects*.

[47] PETERKA, R. J. (2000). *Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis*.

[48] R., T. B. (2012). Análise comparativa do equilíbrio e mobilidade funcional em idosos sendentários e ativos.

[49] RAMEY, M.R. (1975). *Exercise and Sports Sciences reviews. New York: Academic Press, 1975. V3,p 303-319*.

[50] ROESLER, C. R. M. (2001). Desenvolvimento teórico e análise numérica de uma plataforma de forças extensométrica com aplicação específica na decolagem para o salto em distância.

[51] ROESLER, H. (1997). Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica.” 1997. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

[52] SILVA, C. LUIZ. MEDEIROS, L. IAGO. (2013). Mapeamento de sensor de força e aplicações. Belém-PA.

[53] SILVEIRA FILHO, E. (1997). Plataformas de força montadas em esteira ergométrica para análise de marcha humana.

[54] Silveira, E. (1997). Plataformas de força montadas em esteira ergométrica par análise de impactos na marcha humana.

[55] SOARES A.S., Y. E. (2009). *Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. p. 70.*

[56] SOARES, P. H. C.; GOROSO, D. G.; LOPES, J. A. F. (2008). Plataforma de força e sistema de imagem integrados na avaliação postural.

[57] SOUCHARD P.E., O. M. (2003). As escolioses*.*

[58] TEIXEIRA, C. S.; LEMOS, L. F. C.; LOPES, L. F. D.; MOTA, C. B. (2010). A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal em idosas com e sem queixa de tontura.

[59] TEIXEIRA C S, L. L. (2010). A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal em idosos com e sem queixa de tontura.

[60] TONIOLLI, B. H. R. (2012). Análise comparativa do equilíbrio e mobilidade funcional em idosos sedentários e ativos.

[61] TOSO M. A.; GOMES H. M.; ROSA G. C.; TREMARIN R. C. (2013). Histórico do projeto de plataformas de forças utilizadas em aplicações biomecânicas.

[62] URQUIZA, M. (2007). Plataforma de força tridimensional para análises biomecânicas e cinesiológicas.

[63] URQUIZA, M. A. (2005). Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

[64] URRY, S. (1999) Plantar pressure-measurement sensors. Meas. Sci. Technol.

[65] VERDERI, E. (2002). Educação postural e qualidade de vida.

[66] WERNECK, M. MARCELO. (1996) Interfaces e transdutores.LTC. Capítulo 1 p.07-10.

[67] WINTER, D. A. (1990). *Assessment of balance control in humans. Med .*

[68] ZATSIORSKY V.M., D. M. (2000). *Rambling and Trembling in quiet standing.*

[69] Baldim, A. C; Silva, A. L.; Rodriguez, D. C.; Alves, S. Z. J. “Diferença do uso da metodologia xp com up”, 2009. Disponível em: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAfWvcAH/tcc-monografia>. Último acesso em 11/06/2015.

[70] Bento, K. S.; Bendito, L. H. B.; Santos, P. H. F. “Gerenciamento de Treinos”, 2012. Disponível em: <http://etecia.com.br/portaletecia/wp-content/uploads/2012/10/Academia.pdf>. Último acesso em 11/06/2015.

[71] Arruda, C. “Principais alterações posturais”, 2012. Disponível em: <https://cristianearruda.wordpress.com/tag/ma-postura/>. Último acesso em 11/06/2015.

[72] Natália. “O pé humano”, 2011. Disponível em:

<http://nathyciencias.blogspot.com.br/2011/09/o-pe-humano-e-dividido-em-partes-quais.html>. Último acesso em 11/06/2015.

[73] Torre, R. V. “Desenvolvimento Web utilizando a plataforma Microsoft”, 2012. Disponível em: <http://www.fatecsp.br/dti/tcc/tcc00049.pdf>. Último acesso em 12/06/2015.

[74] Lima, E.; Reis, E. “C# E .NET – GUIA DO DESENVOLVEDOR”, 2002. Disponível em: <http://www.etelg.com.br/paginaete/downloads/informatica/apostila2.pdf>. Último acesso em 11/06/2015.

[75] Fukuyoshi, B. H. “Programa para gerenciamento de rebanho leiteiro”, 2012. UNESP-FEG, Guaratinguetá, São Paulo. Disponível em: <http://base.repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/119165/fukuyoshi_bh_tcc_guara.pdf?sequence=1>. Último acesso em 13/06/2015.

[76] PRESSMAN,R. S.; “Engenharia de Software”, 6 ed., McGraw Hill, 2006.

[77] FALBO, R. “Engenharia de Software” [online]. 2005. Disponível em: <http://www.inf.ufes.br/~falbo/download/aulas/es-g/2005-1/NotasDeAula.pdf> Último acesso em 15/06/2015.

[78] Freeman, E.; Freeman, E.; Sierra, K.; Bates, B. “Head First Design Patterns”, O'Reilly Media, Inc., 2004.

[79] HADDAD, R. “Porque adotar o Visual Studio 2010?”, 2010. Disponível em: <http://www.linhadecodigo.com.br/artigo/3064/porque-adotar-o-visual-studio-2010.aspx>. Último acesso em 17/06/2015.

[80] Arduino. “map(value, fromLow, fromHigh, toLow, toHigh)”, 2015. Disponível em: <http://www.arduino.cc/en/Reference/Map>. Último acesso em 20/06/2015.

[81] SciDavis. “What is SciDavis?”, 2015. Disponível em:

<http://scidavis.sourceforge.net/>. Último acesso em 20/06/2015.

[82] ARDUINO. “Compare board specs”. Dísponível em: <http://www.arduino.cc/en/Products.Compare>. Último acesso em: 17/06/2015.

[83] Interlink Electronics, Sensor Technologies. “FSR 402 Datasheet”. Dísponível em: <http://www.trossenrobotics.com/productdocs/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>. Último acesso em: 17/06/2015.

[84] Toso, M. A. “DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇAS PARA MEDIÇÃO E ANÁLISE DOS ESFORÇOS VERTICAIS PARA MODELAMENTO BIODINÂMICO DA CAMINHADA HUMANA”, 2012. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Rio Grande do Sul. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/61149/000861084.pdf?sequence=1>. Último acesso em 20/06/2015.

[85] KISTLER. “Measurement, analyze, innovate”, 2012. Disponível em:<http://www.kistler.com/>. Último acesso em 20/06/2015.

[86] Silveira, E. M. “Sistema de aquisição de dados para palmilha instrumentada com transmissão sem fio e software de visualização”, 2007. Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, São Paulo.

[87] Pouso, M. T. P. “SISTEMA DE AUTOMAÇÃO E CONTROLE DE UM SISTEMA DE IRRIGAÇÃO”, 2012. UniCEUB, Brasília, Distrito Federal. Disponível em: <http://www.repositorio.uniceub.br/bitstream/235/3692/3/Monografia%20MANUELLA%20THEREZA%202_2012.pdf>. Último acesso em 13/06/2015.

[88] ZEHR, J. P.; MELLON, M.; BRAUN, S.; LITAKER, W.; STEPPE, T.; PAERL, H. W. Diversity of heterotrophic nitrogen fixation genes in a marine cyanobacterial mat. Appl. Environ. Microbiol. v. 61, p. 2527–2532, 1995.

[89] P. H. G. Inazawa, A. P. Zago, G. H. Moretti, D. Visintainer, M. Camargos, A. P. L. Bó*, E. F. Martins , “DISPOSITIVO INDUTOR DE DISTRIBUIÇÃO SIMÉTRICA DE PESO CORPÓREO”, 2014. Disponível em http://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_853.pdf último acesso em 24/06/2015.