

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE
REAÇÃO COM O SOLO**

Porto Alegre
2013

CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE
REAÇÃO COM O SOLO**

Dissertação apresentada como requisito para
obtenção do grau de Mestre pelo Programa da
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da
Pontifícia Universidade Católica do Rio
Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dra. Thais Russomano, Ph.D.

Porto Alegre
2013

*Dedico esta dissertação aos meus três amores,
minha esposa Janaína e minhas filhas Eduarda e Manuela.*

AGRADECIMENTOS

A Deus por me proporcionar saúde, inteligência, persistência, aos meus pais Carlos Alberto e Tereza Maximília que contribuíram para a minha formação moral e ética. A minha irmã Keise Cristina e minha querida avó Soely que sempre me deu apoio quando mais precisei. Ao meu amor Janaína que sempre me apoiou, compreendeu, incentivou e esteve ao meu lado com amor e dedicação. As minhas filhas Eduarda e Manuela que chegaram a este mundo me proporcionando novos sentimentos e sensações de como a vida é simples e que somos nós os protagonistas da nossa felicidade. E não poderia deixar de agradecer a professora Thais Russomano, minha orientadora, que abraçou minha causa e orientou-me com serenidade e objetivo. Obrigado por tudo, obrigado a todos.

“A persistência é o menor caminho do êxito.”

Charles Chaplin

RESUMO

O desenvolvimento de um sistema de medição das forças verticais de reação com o solo pode trazer informações importantes sobre o desempenho físico humano, a saúde do aparelho locomotor, bem como a magnitude e a forma de aplicação dessas forças em diferentes superfícies. Há, porém, uma grande limitação da maioria das plataformas de força comercialmente disponíveis no que diz respeito à sua portabilidade e ao envio de dados por tecnologia sem fio para interpretação e análise.

A proposta deste trabalho é desenvolver um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo (SMFRS) portátil que utilize comunicação sem fio permitindo o envio dos dados em tempo real. A metodologia do trabalho compreende uma fase de desenvolvimento e uma fase de teste dos componentes.

A plataforma desenvolvida combina rigidez da estrutura e baixo peso, sendo composta pelos seguintes sistemas: condicionador de sinais, para amplificação e filtragem dos sinais; dispositivo de aquisição de dados USB6009, para conversão analógico-digital dos sinais coletados pela placa de aquisição; e módulo de comunicação por meio de conexão Bluetooth. Os testes preliminares mostraram que a Plataforma apresenta conectividade adequada, sendo que testes posteriores avaliarão sua sensibilidade e precisão.

Acredita-se que esse sistema é capaz de medir as forças de reação com o solo de forma remota, permitindo ainda sua portabilidade. As aplicações desse sistema envolvem as áreas da biomecânica esportiva, clínica e aeroespacial, possibilitando, por exemplo, a avaliação das forças de reação com o solo durante estudos da marcha humana em simulações de hipogravidade.

Palavras-chave: Plataforma de força. Biomecânica. Comunicação sem fio. Aquisição de sinais.

ABSTRACT

The development of a measurement system for the measurement of ground reaction forces can provide important information about human physical performance and the health of the locomotor system, as well as the magnitude and form of application of these forces on different surfaces. However, the majority of commercially available force plates have major limitations in respect of their lack of portability and ability to send data for interpretation and analysis using wireless technology.

The purpose of this work is to develop a Measurement System with Reaction Forces Ground (SMFRS) portable that uses wireless communication allowing data transmission in real time. The methodology of work includes a development phase and a test phase components.

The developed platform combined structure rigidity and low weight, being composed of the following systems: signal conditioner, for amplification and filtering of signals; data acquisition device USB6009, for analog-to-digital conversion of the signals collected by the data acquisition card; communication module operated through Bluetooth connection. Preliminary testing demonstrated adequate connectivity of the force plate. Further testing is required to assess its sensitivity and accuracy.

It is believed that this system is capable of the remote measurement of ground reaction forces, whilst still retaining portability. This system has potential for application in the areas of aerospace, clinical and sports biomechanics, allowing, for example, the evaluation of ground reaction forces during human gait studies in simulated hypogravity.

Keywords: Force platform. Biomechanics. Wireless communication. Signal acquisition.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Áreas de apoio plantar do pé direito.	15
Figura 2 – Exemplos de postura.	16
Figura 3 – Controle postural.	17
Figura 4 – Postura e Equilíbrio.	18
Figura 5 – FRS para caminhada lenta e rápida.	21
Figura 6 - Plataforma de forças de Cunningham e Brown	23
Figura 7 - Plataforma De Força Force Plate Model Fp-4060-08-2000 Bertec	23
Figura 8 – Sensor <i>Strain Gage</i>	24
Figura 9 – Ponte de Wheatstone.	26
Figura 10 – Exemplos de transdutores de carga.	27
Figura 11 – Sensor Piezoelétrico.	29
Figura 12 – Sistema de referência para medidas biomecânicas.	30
Figura 13 – Medição de variáveis utilizando plataforma de força.	31
Figura 14 – Vista frontal de uma plataforma de forças com a disposição de quatro células de carga extensométricas.	32
Figura 15 – Plataforma modelo FB 4060-08 Bertec.	33
Figura 16 – Plataforma comercial modelo 9285BA Kistler.	33
Figura 17 – Curvas de força da plataforma comercial Kistler.	34
Figura 18 – Plataforma comercial footscan da RSscan.	35
Figura 19 – Plataforma comercial footscan da RSscan.	36
Figura 20 – Plataforma de força de Naves (2001).	37
Figura 21 – Resultado do ensaio de salto vertical Naves (2001).	37
Figura 22 – Plataforma de força de Urquiza (2005).	38
Figura 23 – Superfície da plataforma de força em alumínio 5052F.	40
Figura 24 – Matriz de sensores resistivos.	41
Figura 25 – Amplificador de instrumentação AD8604.	42
Figura 26 – Configuração dos pinos do AD8604.	42
Figura 27 – Multiplexador HCF4067.	43
Figura 28 – Configuração dos pinos do multiplexador HCF4607B.	43
Figura 29 – Equipamento médico eletrocardiógrafo EP-3 Dixtal.	44
Figura 30 – Dispositivo de aquisição de dados USB6009 National Instruments.	45
Figura 31 – Caixa de diálogo para conexão USB6009.	45
Figura 32 – Caixa de configuração NIMAX.	46
Figura 33 – Módulo de comunicação Bluesmirf Gold WRL-10268 Sparkfun electronics	47
Figura 34 – Fluxograma de aquisição de dados módulo de comunicação e LabVIEW	47
Figura 35 – Painel frontal e o diagrama de blocos LabVIEW	49
Figura 36 – Exemplos de painéis frontais desenvolvidos no LabVIEW	50
Figura 37 – Protótipo em sua fase final de construção.	51
Figura 38 – Peso padrão de 2 kg.	52
Figura 39 – Peso padrão de 10 kg.	52
Figura 40 – Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé esquerdo.	54
Figura 41 – Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé direito.	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais plataformas de força comerciais.....	23
Tabela 2 - Características célula de carga	41
Tabela 3 - Dados de relação Carga X Tensão	53
Tabela 4 - Dados de testes realizados com o voluntário.....	55



DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE REAÇÃO COM O SOLO

CANDIDATO: CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA

BANCA EXAMINADORA

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FEFID - PUCRS

DRA. ANA MARIA MARQUES DA SILVA - DO PPGEE/FENG - PUCRS

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	SUPERFÍCIE DO PÉ – ABÓBADA PLANTAR.....	14
2.2	POSTURA.....	15
2.2.1	Controle da Postura	16
2.2.2	Postura e Equilíbrio	18
2.3	DEFINIÇÕES BÁSICAS.....	20
2.3.1	Força de Reação do Solo (FRS)	20
2.3.2	Força Centros de Massa, Pressão e Gravidade	21
2.4	PLATAFORMAS DE FORÇA E CONCEITOS.....	22
2.4.1	Plataforma Extensométrica	23
2.4.1.1	Ponte de Wheaststone	25
2.4.1.2	Transdutor de Carga	27
2.4.2	Plataforma Piezoelétrica	28
2.4.3	Coordenadas de Força e Planos Direcionais	30
2.4.4	Plataformas Comerciais e Pesquisas	32
3	DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO	39
3.1	REQUISITOS DO SISTEMA.....	39
3.1.1	Estrutura da Plataforma	39
3.1.2	Célula de Carga	40
3.1.3	Circuito Eletrônico Codificador de Sinais	42
3.1.4	Dispositivo USB6009	44
3.1.5	Módulo Bluesmirf	47
3.1.6	Estação de Trabalho	48
4	IMPLEMENTAÇÃO E TESTES	51
4.1	CALIBRAÇÃO ESTÁTICA VERTICAL DO SISTEMA.....	51
4.2	METODOLOGIA PARA TESTES DINÂMICOS E RESULTADOS.....	53
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	57
	REFERÊNCIAS	58

1 INTRODUÇÃO

As pesquisas que visam à melhoria da qualidade de vida da população normalmente têm como um dos seus eixos o desenvolvimento tecnológico. Nesse sentido, busca-se suprir ou aprimorar as funções atribuídas ao nosso corpo para nos adaptarmos e melhorarmos a nossa relação com o ambiente.

As forças que geram o movimento do corpo pelo espaço e representam a interação entre o corpo humano e o ambiente são conhecidas como força de gravidade, forças de resistência dos fluidos e Força de Reação do Solo (FRS). Como os seres humanos são bípedes, há um constante esforço para manter o equilíbrio do corpo sobre uma pequena área de suporte delimitada pelos pés devido à força da gravidade.

A marcha e a oscilação do corpo durante a postura ereta são comumente investigados utilizando-se uma plataforma de força, sendo um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos marcham ou permanecem de pé durante as análises permitindo quantificar as forças de reação do solo que agem sobre o corpo.

Para investigações sobre a marcha humana, desordens posturais e de outros aspectos biomecânicos e cinesiológicos, ressalta-se a importância do desenvolvimento de equipamentos com a capacidade de quantizar valores em diagnósticos e tratamentos, podendo propiciar resultados com maior segurança e eficiência em comparação aos métodos até então utilizados.

Alguns exemplos de áreas que podem ser beneficiadas com o auxílio da plataforma de força:

- Na área aeroespacial sabe-se que o astronauta tem perda óssea e muscular por não haver esforço físico durante a exposição a ambientes de microgravidade¹.
- Atletas profissionais de alto rendimento têm buscado informações mais precisas para que contribuam no aperfeiçoamento das técnicas utilizadas em suas modalidades.
- As cirurgias realizadas nos membros inferiores normalmente incapacitam os movimentos e marchas por determinado tempo culminando perda no sistema músculo esquelético. Na reabilitação pós-cirúrgica também é necessário mais informações que possam contribuir para a evolução do paciente.

Um Sistema de Medição das Forças de Reação do Solo (SMFRS) pode ser utilizado, principalmente, como ferramenta para avaliação:

- Da marcha, postura e microvibrações;

- Do condicionamento do sistema músculo esquelético;
- De sistemas de amortecimento automobilístico e desempenho de pneus;
- De calçados;
- De saltos e aterrissagens de atletas;
- Na reabilitação e adaptação de próteses;

Existem muitos estudos e pesquisas relacionados à análise das FRS com a utilização de plataformas de força. Dentre esses cita-se:

- Adachi et al. (2011) abordou o desenvolvimento de um sistema de análise da marcha com verificação da FRS, centro de pressão e orientação do corpo²;
- Sarabon (2011) apresentou o desenvolvimento de uma solução de software que visa a aquisição de dados e análises e relatórios de resultados sobre os testes realizados em uma plataforma de força³;
- Sun et al. (2011) desenvolveu um sistema de plataforma de força baseada em microcomputador integrado para medir forças verticais produzidas por cada membro de uma porca, propiciando a avaliação de possíveis problemas do animal, como a claudicação⁴;
- Atallah et al. (2012) utilizou uma esteira de força para realizar a validação de um sensor de ouvido com acelerômetro 3D que mede as acelerações medio-lateral (ML), vertical (VT) e ântero-posterior (AP)⁵;
- Walsh et al. (2006) realizou a validação de uma plataforma de força portátil para medição de dados de tempo e força durante as tarefas de salto e aterrissagem utilizando uma plataforma de força convencional (fixa) de um laboratório⁶;
- Ballaz et al. (2013) implementou um novo método para avaliar com precisão a componente vertical FRS sob cada pé usando uma única plataforma decompondo a FRS em perfis esquerdo e direito em crianças com desenvolvimento típico⁷;
- Exell et al. (2012) avaliou a precisão do centro de pressão de dados (COP) obtidos durante a transição de carga ao longo da fronteira entre duas plataformas de força, e examinou o efeito de tais dados na cinética conjuntas e durante a corrida⁸;
- Lee et al. (2013) utilizou uma plataforma de força para análise cinemática e cinética durante a marcha para frente e para trás, determinando a ocorrência de energia de propulsão principal e de absorção de choque nas articulações⁹;
- Paulus e Settlage (2012) utilizaram a comparação da FRS num sistema de exercícios de resistência controlada por motor para voo espacial, pois a gravidade

reduzida experimentada durante o voo espacial leva à atrofia muscular e óssea e exercícios de resistência tem provado ser uma medida preventiva eficaz¹⁰.

Com a obtenção da FRS pelo SMFRS pode-se precisar melhor a evolução ou não de um indivíduo durante as contramedidas adotadas.

O objetivo desta dissertação foi desenvolver um protótipo funcional de um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo (SMFRS) de baixo custo, que possa ser utilizado como ferramenta em pesquisas clínicas, de fisiologia espacial, de reabilitação de pacientes e no aperfeiçoamento das técnicas utilizadas em treinamento de atletas em atividades esportivas. Um dos requisitos deste sistema é que ele seja versátil e portátil, podendo ser posicionado paralelamente ao solo nivelado sem a necessidade de fixação ou concretagem da mesma e poderá comunicar-se com o sistema por comunicação Bluetooth.

Os objetivos específicos desta dissertação são:

- Projetar uma plataforma de força com material rígido e mais leve possível capaz de coletar dados das forças de reação com o solo através de células de cargas comerciais do tipo extensométricas;
- Desenvolver um circuito de condicionamento dos sinais das células de carga de modo a filtrar e amplificar estes sinais de modo a permitir explorar toda a resolução da placa de aquisição de sinais (conversão A/D);
- Implementar um sistema de transmissão dados sem fio, utilizando tecnologia Bluetooth ou Zigbee, para envio dos sinais digitalizados pela placa de aquisição de dados até um computador do tipo PC;
- Desenvolver uma aplicação com o programa LabView para realizar o controle dos processos de aquisição, processamento dos sinais advindos da plataforma de força e exibição gráfica dos dados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

As referências iniciais relativas à análise dos aspectos biomecânicos dos movimentos corporais – humanos e animais – remontam à antiguidade clássica e pertencem a Aristóteles, que registrou as primeiras observações sobre o ato de caminhar do homem e dos animais, como consequência da ação dos membros inferiores e patas contra o solo. As observações de Aristóteles, que aparecem na História como as primeiras explicações para o gesto de deambulação humana, foram ratificadas quase dois mil anos depois pela Terceira Lei de Newton¹¹.

A Biomecânica é a ciência que realiza a análise física dos sistemas biológicos, examinando, entre outros, os efeitos das forças mecânicas sobre o corpo humano em movimentos quotidianos, de trabalho e de esporte. E um dos métodos de medição utilizados pela Biomecânica do movimento para medição de forças, bem como, a medição da distribuição de pressões é a Dinamometria¹².

Entre os principais objetivos que indicam a utilização da dinamometria pode-se apontar a análise da técnica de movimento, a análise da condição física, o controle da sobrecarga, a influência de fatores externos, a influência de fatores internos, o monitoramento de atletas e os indicadores para detecção de talentos esportivos.

O SMFRS é um sistema que faz aquisições através do contato do pé com a sua base, portanto é conveniente a abordagem sobre as características da superfície do pé e a postura do corpo em que se dá o movimento de deambulação.

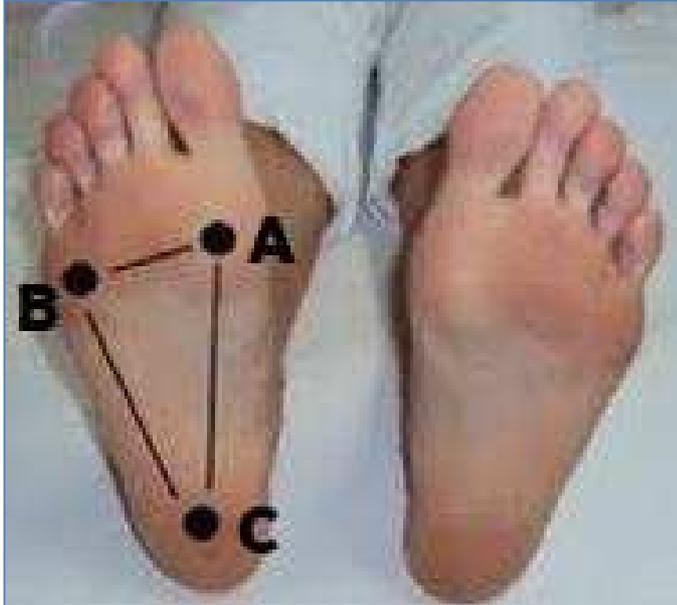
2.1 SUPERFÍCIE DO PÉ – ABÓBADA PLANTAR

A abóbada plantar é um conjunto arquitetônico que associa harmoniosamente todos os elementos ósteo articulares, ligamentares e musculares do pé. Graças a sua mudança de curvatura e elasticidade, o pé pode adaptar-se às desigualdades de um terreno e transmitir ao solo os esforços e o peso do corpo, nas melhores condições mecânicas, para circunstâncias muito variadas. As alterações que diminuem ou afetam suas curvaturas, acometem gravemente o apoio no plano horizontal e repercutem obrigatoriamente sobre a corrida e a marcha, ou mesmo sobre a posição parado¹³.

A abóbada possui três arcos e três pontos de apoio, que correspondem à cabeça do primeiro metatarsiano (A), à cabeça do quinto metatarsiano (B) e às tuberosidades posteriores

do calcâneo (C). Estes pontos de apoio estão compreendidos na zona de contato com o plano horizontal, ou impressão plantar, como se pode observar na Figura 1.

Figura 1 – Áreas de apoio plantar do pé direito.



Fonte: O autor (02/11/2013).

Muitas patologias ou traumas causam uma desarmonia, tanto nos segmentos do membro inferior, como nas estruturas do pé levando o indivíduo a apresentar problemas de equilíbrio, disfunção na marcha e, até perda total da capacidade de deambulação.

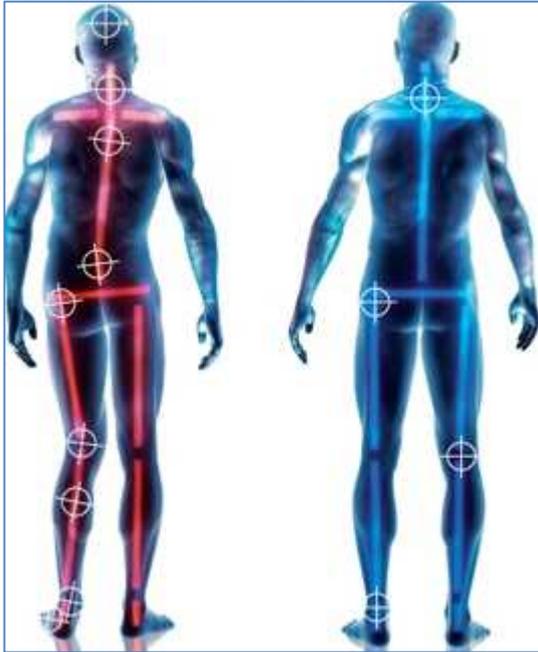
2.2 POSTURA

A postura interfere diretamente na marcha dos indivíduos e conseqüentemente na aquisição das forças pelo SMFRS, portanto se faz necessário o entendimento deste conceito.

O ser humano apresenta características individuais de postura que podem ser influenciadas por muitos fatores, dentre eles temos a obesidade, problemas musculares, anomalias congênitas e adquiridas, atividades físicas mal praticadas e inadequadas ao condicionamento do corpo, distúrbios respiratórios, problemas ligamentares e articulares.

Uma boa postura é a que melhor ajusta o sistema musculoesquelético, equilibrando e distribuindo todo o esforço de atividades diárias, favorecendo a menor sobrecarga em cada uma de suas parte¹¹. A verticalidade do alinhamento postural é a posição que propicia a melhor estabilidade articular e o menor gasto energético dos músculos, evitando problemas osteoarticulares e musculares¹³. A Figura 2 ilustra exemplos de postura.

Figura 2 – Exemplos de postura.



Fonte: <http://pesselmdor.blogspot.com.br> (28/10/2013).

As informações integradas dos receptores vestibular, visuais e plantar são a base de estabilização do homem no meio ambiente, sendo o pé um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo devido ao seu contato com o solo.

Para que o corpo esteja com boa posição no espaço e relação direta de suas partes com a linha do centro de gravidade, ou seja, uma postura adequada, é necessário que haja um equilíbrio neuromusculoesquelético¹¹.

A avaliação postural se faz importante para que se possa mensurar os desequilíbrios e adequar melhor postura a cada indivíduo, possibilitando a reestruturação de cadeias musculares e seus posicionamentos no movimento e na estática.

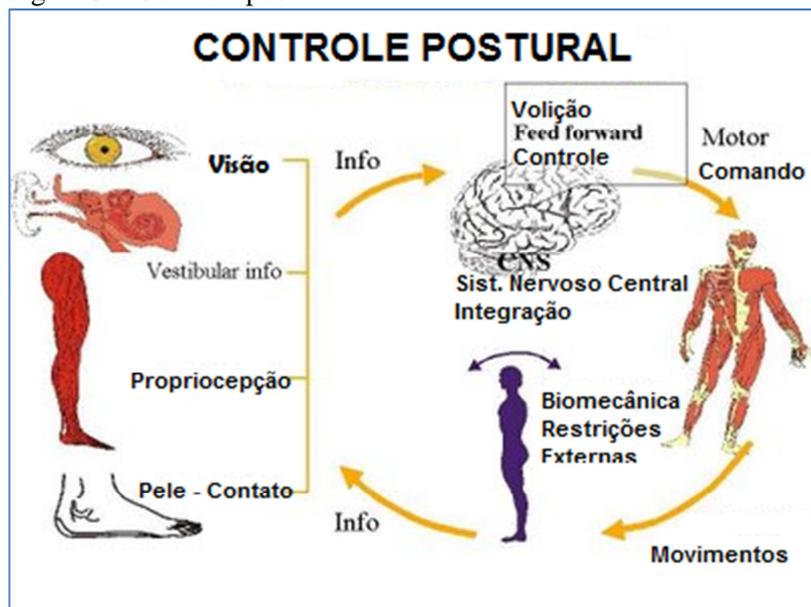
2.2.1 Controle da Postura

Os sistemas de controle postural, com base na relação entre informação sensorial e atividade motora, têm que equacionar as constantes forças que estão atuando sobre os segmentos corporais, pois se tem verificado que mesmo na posição estática, como por exemplo, na posição ereta, o corpo nunca está totalmente imóvel, sendo ele incapaz de permanecer em orientações estritamente constantes¹⁴. Para haver controle postural, nas diversas atividades do cotidiano, o corpo é bombardeado com várias informações sensoriais que provêm dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, localizando os segmentos corporais e atuando sobre as forças internas e externas, mantendo uma atividade muscular e

postura apropriada¹⁴.

O controle da postura e a manutenção do equilíbrio provêm da interação destes três sistemas sensoriais: visual, vestibular e sensório-motor¹⁵. Num estudo onde os autores compararam a oscilação corporal em posição ereta em duas situações, com ou sem apoio de toque suave da ponta do dedo em plataforma localizada lateralmente ao indivíduo adulto concluíram que o toque suave desenvolve estímulo proprioceptivo suficiente para reduzir as oscilações corporais mediante o controle *feedforward*, ou seja, ocorrendo uma correção de postura. O controle *feedforward* é um mecanismo de ajuste postural antecipatório com a função de minimizar o desequilíbrio provocado pelo movimento focal auto gerado e de manter a estabilidade corporal, sendo iniciado bem antes de começar o movimento principal. Já o mecanismo de *feedback* mantém o ajuste postural através de reações às perturbações externas¹⁶. A figura 3 ilustra um exemplo do fluxo do controle postural.

Figura 3 – Controle postural.



Fonte: <http://prequilibrius.blogspot.com.br/2009/04/equilibrio-e-quedas-nos-idosos-5.html> (28/10/2013).

As mudanças de postura ocorridas em várias atividades estáticas na posição em pé, estimulam os receptores sensoriais localizados na planta dos pés que ajudam na manutenção postural. Porém, conforme o estímulo se prolonga, os receptores sensoriais na planta dos pés são menos eficientes no controle postural, sendo mais efetivo, neste momento, outros mecanismos como o sistema visual e vestibular. E quando a informação visual é retirada, o sistema vestibular se torna o principal meio de controle postural¹⁵.

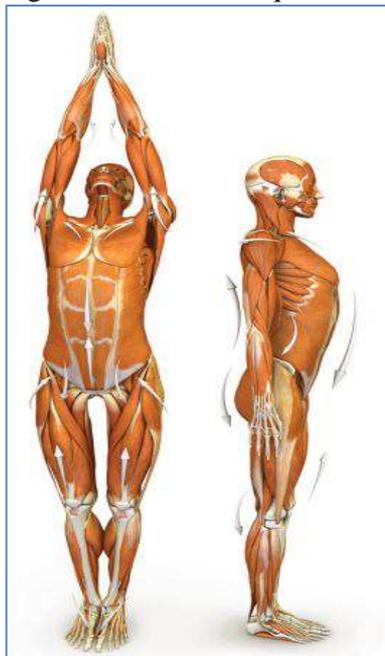
O controle postural é coordenado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes dos sistemas proprioceptivos, vestibular e visual, sendo os mais importantes na maioria dos casos, sensores sensitivos internos e externos, como por exemplo, olhos e pés. As informações proprioceptivas provenientes de estímulos captados pelos sensores receptivos são de extrema importância para a elaboração do ato motor coordenado, portanto elas influenciam na iniciação dos movimentos. Contudo, alterações nas aferências proprioceptivas resultam em alterações nas características cinemáticas do movimento⁷.

O controle postural influencia diretamente na qualidade de vida e independência funcional dos indivíduos, regulando toda ação motora e padrão postural desenvolvidos em suas atividades diárias.

2.2.2 Postura e Equilíbrio

A posição ereta é uma posição vizinha do equilíbrio estável, pois solicita poucos esforços musculares. O equilíbrio é mantido pelos mecanismos reguladores do tônus postural integrando-se às ações ligamentosas. As sensações proprioceptivas de tensão e de relaxamento ligamentar contribuem, com efeito, diretamente para a regulação do tônus postural dos músculos que provocam, param ou modificam essa tensão¹⁹. A Figura 4 ilustra imagens de postura e equilíbrio.

Figura 4 – Postura e Equilíbrio.



Fonte: <http://preequilibriocorporalintegral.blogspot.com.br/2012/02/equilibrio-e-postura-corporal.html> (28/10/2013).

O centro de gravidade é definido como o único ponto de um corpo, ao redor do qual todas as partículas de sua massa estão igualmente distribuídas dentro da base do polígono de sustentação, representado pela planta dos pés e pelas zonas que as separam. Um centro de gravidade fora do alinhamento diminui os limites de estabilidade do indivíduo, comprometendo os padrões normais de movimento²⁰. Portanto, o centro de gravidade do corpo humano não poderá ser um ponto fixo, ele depende da posição relativa dos diferentes segmentos e varia a cada instante. Estas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os muitos segmentos corporais alinhados entre si sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema músculo esquelético que produz forças que variam ao longo do tempo¹⁴.

A postura corporal envolve conceito de equilíbrio, coordenação neuro-muscular e adaptação que representa um determinado movimento corporal, e as respostas posturais automáticas são dependentes do contexto, ou seja, elas são ajustadas para ir de encontro às necessidades de interação entre os sistemas de organização e o meio ambiente²¹.

O equilíbrio na posição ortostática é involuntário e se torna evidente quando há perda. Este mecanismo de controle postural está fundamentado na coordenação intrínseca entre o sistema vestibular, da visão e das informações táteis e proprioceptivas dos pés²². Portanto, o pé é uma estrutura que está em contato com o solo, controlando a distribuição da pressão plantar e suportando o peso, além de ajustar as posturas na posição ereta²³. Mesmo assim os segmentos corporais, controlados pela ação muscular, são incapazes de permanecer em orientações constantes. Além disso, diversos fatores fisiológicos como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso influem constantemente na posição ortostática. Na manutenção do equilíbrio corporal, o sistema vestibular, o sistema óptico e o sistema proprioceptivo precisam estar funcionalmente entrosados.

A manutenção do equilíbrio geral é realizada pelo sistema vestibular. Esse sistema detecta as sensações de equilíbrio, sendo composto de um sistema de tubos ósseos e câmaras na porção petrosa do osso temporal chamado de labirinto ósseo e dentro dele um sistema de tubos membranosos e câmaras chamadas de labirinto membranoso (ou membranáceo), que é a parte funcional do sistema vestibular. O mapeamento do equilíbrio em diferentes posições da base de estabilidade pode ser útil para avaliar o desempenho do sistema de controle postural e controlar o equilíbrio em situações extremas em que o corpo humano possa cair¹⁵.

2.3 DEFINIÇÕES BÁSICAS

A Biomecânica do movimento busca explicar como as formas de movimento dos corpos dos seres vivos acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos²⁴. Seguindo nesse contexto, a dinamometria, sub-área da biomecânica, abrange todos os tipos de medida de força.

As forças internas incluem o resultado da atividade muscular, força gerada pelo estiramento, elasticidade do tecido mole, fricção interna bem como forças transmitidas pelos tecidos corporais. Essas forças são estimadas a partir de cálculos²⁴.

As forças mensuráveis são as forças externas classificadas em: força de reação do solo (FRS), forças geradas por outras pessoas, cargas externas ou resistência. Estas forças representam as interações físicas entre o corpo humano e o ambiente²⁴.

2.3.1 Força de Reação do Solo (FRS)

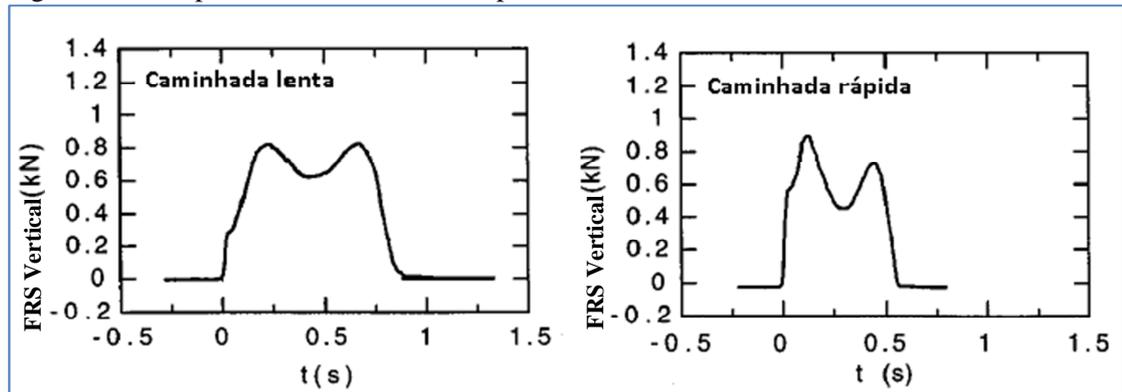
A FRS é a força descrita pela terceira lei de Newton e que se caracteriza por ser igual, mas de sentido contrário, à força que lhe deu origem, visto que ela surge quando um corpo exerce uma força sobre outro corpo. Na caminhada de uma pessoa sobre uma superfície, existem algumas forças agindo: a força peso exercida pelo corpo sobre o solo, devido à gravidade e a FRS, que é a reação de sustentação da superfície.

A medida precisa dos movimentos fornece fundamentos sobre os quais se podem estabelecer a base da análise cinética. Como o movimento, a força é descrita por três componentes: magnitude, que indica a intensidade da força; direção, que requer a especificação de um sistema de coordenadas e sentido.

A força de reação do solo ou do piso comum é uma resposta às ações musculares e ao peso do corpo, transmitidos pelos pés. Durante a marcha, os dois pés ficam em contato com o piso simultaneamente em cerca de $\frac{1}{4}$ do tempo, e os efeitos no centro de massa do corpo resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos pés. Durante os $\frac{3}{4}$ de tempo restantes, apenas a força de reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa do corpo²⁵.

A Figura 5 ilustra os dados referentes a tipos de caminhada.

Figura 5 – FRS para caminhada lenta e rápida.



Fonte: Cross (1999).

Para avaliar a força de reação com relação ao movimento do corpo, costuma-se usar as plataformas de força. As plataformas de força podem utilizar vários princípios físicos diferentes para converter as cargas em sinais elétricos proporcionais à direção e à magnitude das cargas. Assim, a força de reação sob um único pé é dividida em uma força vertical, duas forças de cisalhamento horizontais, o momento normal e o centro de pressão.

2.3.2 Centros de Massa, Pressão e Gravidade

O centro de massa (CM) é a região do corpo em torno da qual a massa está igualmente distribuída em todas as direções. Considerando que todos os elementos de massa do corpo sofrem a ação da mesma força de gravidade, o que é verdade para situações do cotidiano, o centro de massa é idêntico ao centro de gravidade (CG). Isto é, o ponto em torno do qual o peso do corpo está igualmente distribuído em todas as direções²⁶.

No corpo humano, tanto o centro de massa quanto o centro de gravidade têm suas representações definidas no espaço tridimensional, ou seja, estão localizados em um determinado local do corpo humano, diferentemente do centro de pressão que se localiza por meio de coordenadas no plano cartesiano, por exemplo. Portanto, o centro de pressão (CP) é o ponto onde se localiza o vetor de força de reação do solo. Isso representa uma média das medidas de todas as forças sobre a área da superfície de contato com o solo. Ele é totalmente independente do CM. Tomando como exemplo, pode-se imaginar que se apenas um dos pés está sobre o solo, a projeção do CP no solo passa por esse pé, o que provoca uma postura instável. No entanto, se ambos os pés estão em contato com o solo, a projeção do CP passa em algum lugar entre os dois pés. Neste sentido, uma plataforma de força pode ser usada para identificar a localização instantânea do centro de pressão e suas variações.

As diferenças entre o CG e o CP são devidas aos efeitos dinâmicos, como oscilações

do corpo na postura ereta. Então, quanto menores as frequências de oscilação, menores serão as características dinâmicas na posição de equilíbrio.

A Estabilometria, estabilografia ou estatocinesigrafia, é a medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano²⁷, ou seja, um teste estático para medir a habilidade de manter a postura ereta. O estabilograma realiza o mapeamento do COP ântero-posterior (ap) e o COP médio-lateral (ml) representativo durante a postura ereta quieta.

Para frequências de até 0,2Hz, cerca de 10% da oscilação do COP não representa a oscilação do COG, mas sim acelerações de segmentos corporais, e para 0,5Hz, este número já é cerca de 50%²⁸. O conteúdo da densidade espectral do sinal do estabilograma, para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de 0 a 2Hz²⁹ com a maior parte da energia até 0,5Hz.

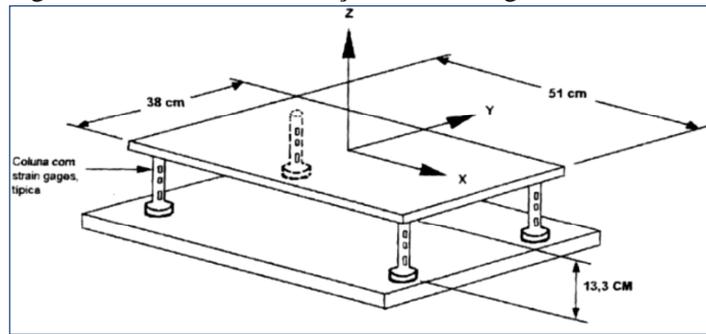
2.4 PLATAFORMA DE FORÇA E CONCEITOS

O estudo de movimentos relacionados ao caminhar e correr, o desempenho físico humano, a saúde do aparelho locomotor, bem como a magnitude e a forma de aplicação dessas forças em diferentes superfícies pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de instrumentos denominados plataformas de força. Tais instrumentos permitem a medição da força de ação e reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato, possibilitando a determinação desses, simultaneamente com o movimento. Uma plataforma de força é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos e seu princípio de funcionamento é tal que qualquer força exercida sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada. Essa correspondência entre força e tensão elétrica é geralmente linear na região de operação para a qual o transdutor é projetado, o que permite estabelecer uma constante de proporcionalidade para se converter a tensão elétrica captada pelos transdutores, em um nível de força apropriado³⁰.

As plataformas de força podem ser classificadas quanto ao tipo de elemento sensível que utilizam, quanto ao número de eixos de medições e quanto à sua aplicação. No mercado são encontradas basicamente dois tipos de plataformas de força classificadas em função do tipo de transdutor utilizado: plataforma extensométrica e plataforma piezoelétrica.

A primeira plataforma utilizando *strain gauge* como metodologia para instrumentação dos transdutores de força foi projetada e construída por Cunningham e Brown em 1952, conforme Figura 6.

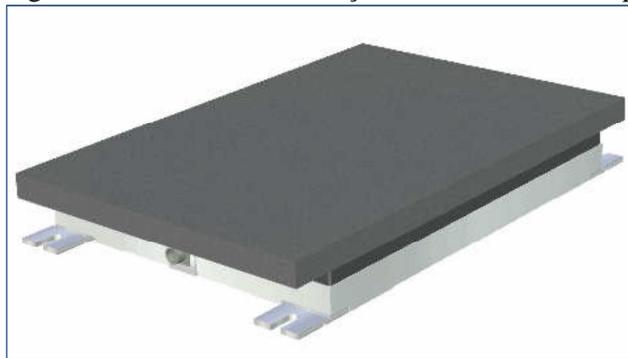
Figura 6 - Plataforma de forças de Cunningham e Brown



Fonte: <http://pt.slideshare.net/felipecarpes/aula-6-cintica-linear> (02/09/2013).

As plataformas de força comerciais existentes normalmente são fixas ao solo e necessitam de cabos de conexão para envio das informações à estação de trabalho. A Figura 7 ilustra o aspecto físico de uma plataforma de força comercial. A Tabela I apresenta as principais plataformas de força comerciais.

Figura 7 - Plataforma De Força Force Plate Model Fp-4060-08-2000 Bertec



Fonte: <http://bertec.com/uploads/pdfs/techspecs/plates/FP4060-08.pdf> (02/09/2013).

Tabela 1 - Principais plataformas de força comerciais

Fabricante	Tipo sensor	Dimensões (mm)	Amplificadores Internos
AMTI	strain gauge	464 x 508 a 610 x 1220	Não
Bertec	strain gauge	464 x 508 a 900 x 900	Sim
Cefise	strain gauge	600 x 600	Não
EMG System	strain gauge	500 x 500	Não
Kistler	Cristal piezoelétrico	500 x 500 a 600 x 900	Sim

Fonte: O autor (02/09/2013).

A empresa Carci Ind. Com. Ltda., representante Bertec Corporation, orça em R\$86.000,00 uma plataforma de força Force Plate Model Fp-4060-08-2000 Bertec.

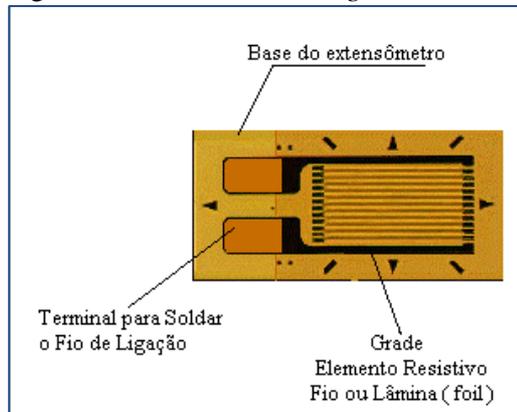
2.4.1 Plataforma extensométrica

O princípio da extensometria é a medição das deformações superficiais dos corpos a

qual está relacionada com a força mecânica aplicada³¹. A extensometria vem sendo empregada em diversos setores da engenharia, como por exemplo, na determinação de deformações específicas que efetivamente ocorrem em estruturas. Para entender como funciona uma plataforma à base de extensômetros, é essencial que sejam lembrados conceitos fundamentais a cerca dos sensores extensométricos ou *strain gages*, suas características e particularidades, bem como as diferentes formas de arranjo em que podem ser empregados³⁰.

Os extensômetros de resistência elétrica são pequenas grades formadas por finas lâminas metálicas, conforme a Figura 8, que podem ser coladas à superfície de um componente ou de uma estrutura. Os materiais utilizados para o condutor são geralmente ligas de níquel-cromo, de cobre-níquel e de ferro-cromo-alumínio. As bases podem ser de material plástico, resinas de poliamida, ou até um papel especialmente tratado. A resistência elétrica dos extensômetros é normalmente de 120 ou 350 Ω , podendo haver outros para usos especiais de 500 e 1000 Ω .

Figura 8 – Sensor *Strain Gage*



Fonte: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAeRgAL/extensometria> (25/10/2013).

Esforços mecânicos aplicados à estrutura ao qual o extensômetro está fixado provocam deformações que são transmitidas à grade. Em 1856, Lord Kelvin realizou experimentos utilizando fios de cobre e ferro e observou que a resistência elétrica mudava quando os materiais sofriam deformação na região elástica³².

Considerando-se um condutor metálico homogêneo de comprimento L , seção reta uniforme com área A , constituído de um material com resistividade elétrica ρ , sua resistência elétrica R é representada pela Equação 1 dada por:

$$R = \frac{\rho \times L}{A} \quad (1)$$

Kelvin observou que a variação relativa da resistência sobre a variação relativa da deformação é uma constante. Esta relação indica que a variação relativa da resistência dividida pela variação relativa da deformação é uma constante chamada de fator *gage*³¹, conforme a Equação 2.

$$\frac{\Delta_R/\Delta_{R_0}}{\Delta_l/\Delta_{l_0}} = k \quad (2)$$

$$\frac{\Delta_R/\Delta_{R_0}}{\varepsilon} = k \quad (3)$$

$$\frac{\Delta_R}{\Delta_{R_0}} = k \times \varepsilon \quad (4)$$

$$\frac{\Delta_R}{\Delta_{R_0}} = \delta_0 \quad (5)$$

Onde:

K é chamado fator *gage*;

R₀ é a resistência inicial da grade do *strain gage*;

L é o comprimento inicial da grade;

Δ_R é a variação de resistência elétrica;

Δ_l é a variação de comprimento da grade;

ε é a variação relativa da deformação;

δ₀ é variação relativa da resistência.

A máxima corrente que pode percorrer um extensômetro é da ordem de 25 mA se a base do material onde o mesmo for cimentado for boa condutora de calor (aço, cobre, alumínio, magnésio, titânio) e 5 mA se a base não for boa condutora de calor (plástico, quartzo, madeira). A potência máxima que pode ser dissipada pelo extensômetro é da ordem de 250 mW. Salienta-se que a densidade de potência depende da área do extensômetro e do material sobre o qual ele está cimentado³¹.

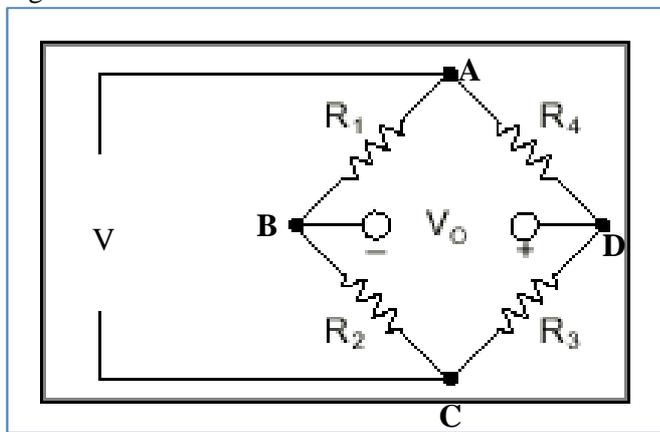
2.4.1.1 Ponte de Wheatstone

Em 1843, o inglês Charles Wheatstone (1802-1875) fez uso do conhecimento adquirido nos experimentos de Ohm para desenvolver um circuito elétrico com fios dispostos em forma de ponte. Esse circuito permitiu-lhe medir a resistência elétrica de fios a eles conectados, apesar da instabilidade das fontes de tensão então disponíveis. O circuito ficou

conhecido como ponte de Wheatstone e tornou-se o circuito padrão para as medições com extensômetros de resistência elétrica e é amplamente usado hoje em dia³².

Wheatstone, em sua publicação, observou a adequação do seu circuito à medição de pequenas variações em resistência e mencionou a resposta de seu galvanômetro às diferenças na deformação do fio de cobre em que foi usado²¹. A ponte de Wheatstone é um circuito que, além de ser capaz de comparar impedâncias (resistências, capacitâncias e indutâncias), também pode ser utilizado para medir suas variações relativas³³. A Figura 9 ilustra a chamada ligação em ponte de Wheatstone. Pode-se observar que até quatro elementos ativos podem ser combinados de forma que se tenha um sinal de saída em função dos elementos ligados na ponte.

Figura 9 – Ponte de Wheatstone.



Fonte: <http://www.ni.com/white-paper/10636/pt/> (25/10/2013).

As Equações 6,7 e 8 fornecem as tensões parciais V_{AB} , V_{AD} , ou seja, as tensões no braço da ponte, e a tensão de saída da ponte, V_O , que representa a diferença de potencial entre os pontos B e D do arranjo, respectivamente.

$$V_{ab} = \frac{R_1}{R_1 + R_4} \times V \quad (6)$$

$$V_{ad} = \frac{R_2}{R_2 + R_3} \times V \quad (7)$$

$$V_0 = \frac{R_1 \times R_3 - R_2 \times R_4}{(R_1 + R_4) \times (R_2 + R_3)} \times V \quad (8)$$

A tensão de saída da ponte (V_O) deve ser igual a zero volts para que a ponte esteja equilibrada ou balanceada. Para que o equilíbrio da ponte seja atingido a relação da Equação 9 deve ser satisfeita.

$$R_4 = R_3 \times \frac{R_2}{R_1} \quad (9)$$

2.4.1.2 Transdutor de carga

O transdutor de carga é um sistema mecânico que pode converter força em deformação mecânica. Com *strain gage* fixado sobre o corpo submetido a tensão mecânica, ambos estarão submetidos à mesma deformação. Dessa forma, ocorrerá na saída uma variação de resistência, a qual é ligada a um circuito tipo ponte de Wheatstone. A função do transdutor de carga é reagir à grandeza mecânica aplicada produzindo um campo de deformações isolado e uniforme, o qual é transmitido ao extensômetro.

Em geral, deseja-se que os transdutores mecânicos de força possuam:

- Elevada rigidez mecânica;
- Boa linearidade;
- Baixa histerese;
- Boa capacidade de repetição;
- Alta sensibilidade com boa resolução;
- Trabalho em condições adversas;

A Figura 10 ilustra alguns exemplos de transdutores comerciais.

Figura 10 – Exemplos de transdutores de carga.



Fonte: <http://www.onixmetrologia.com.br/media/images/editor/celulas%20de%20carga.jpg> (25/10/2013).

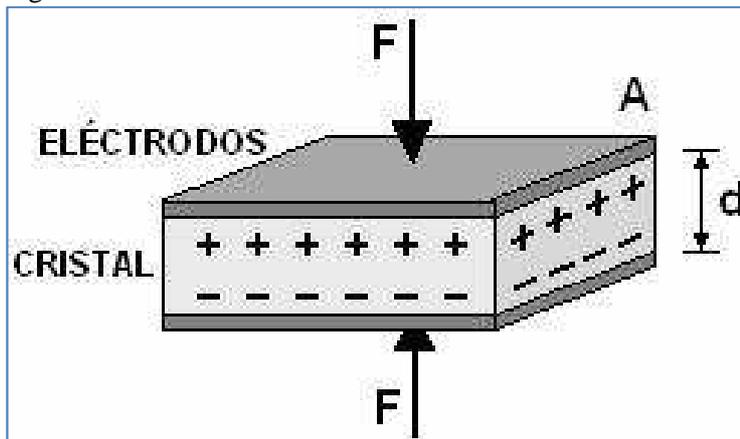
As variações relativas das resistências dos extensômetros produzem um desbalanço nos terminais de saída da ponte de Wheatstone, excitada por uma fonte de tensão ou uma fonte de corrente, possibilitando a obtenção de sinais elétricos proporcionais à grandeza mecânica aplicada. Como as deformações elásticas são pequenas, é necessário um estágio de amplificação para medir o desbalanço de tensão. Geralmente utiliza-se um circuito eletrônico chamado de condicionador de sinais composto por um ou mais estágios de amplificação e um filtro passa baixas ajustado na frequência de oscilação do elemento elástico que compõe a célula de carga para tratar o sinal da ponte de Wheatstone.

No projeto de uma célula de carga, normalmente, pressupõe-se que toda a deformação da superfície do elemento elástico seja integralmente transmitida à grade do extensômetro que está fixado em sua superfície, não prejudicando a medida da deformação, ou seja, a espessura da camada de adesivo e da base do extensômetro deve ser desprezível frente à espessura do elemento elástico ao qual o extensômetro está fixado²⁰. Inicialmente definiu-se a forma do elemento elástico, que está relacionado com o tipo de carregamento a que o transdutor deve ser sensível. Em alguns casos essa etapa pode exigir muito trabalho e criatividade, dependendo da complexidade do que se quer medir. O dimensionamento do elemento elástico deve ser feito de forma que, nos pontos em que forem fixados os sensores, as tensões principais gerem deformações específicas relativas que não excedam a deformação especificada pelo fabricante do sensor, e que, principalmente, não gerem uma deformação plástica no elemento elástico e nem no elemento sensor. Resumidamente um projeto de uma célula de carga inicia com a definição de quais solicitações se deseja medir, e em seguida define-se a forma do elemento elástico do transdutor; em seguida vem o dimensionamento e, por fim, a fixação dos sensores.

2.4.2 Plataforma Piezoelétrica

A propriedade de piezoelectricidade é encontrada em determinados materiais na natureza, como por exemplo, no sal de Rochelle e nos cristais de Quartzo. Ela manifesta-se em materiais são capazes de gerar uma diferença de potencial (ddp) quando são submetidos a esforços mecânicos de compressão ou tração. A Figura 11 ilustra o sensor piezoelétrico.

Figura 11 – Sensor Piezoelétrico.



Fonte: <http://dc222.4shared.com/doc/iThvKwt2/preview.html/> (25/10/2013).

Os materiais piezoelétricos além de terem da capacidade de gerar tensão, guardam uma relação de proporcionalidade com relação ao esforço empregado e o nível de tensão gerado, ou seja, desde que o material esteja trabalhando na região elástica de deformação, a intensidade da tensão gerada varia linearmente com o esforço impresso.

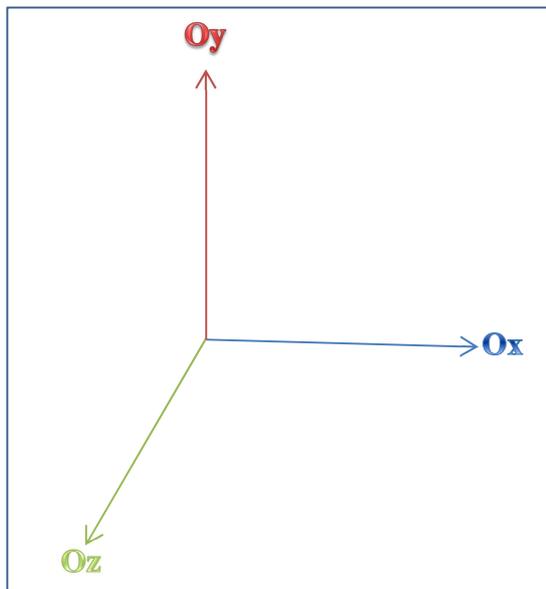
Plataformas piezoelétricas são empregadas mais frequentemente em avaliações de tarefas dinâmicas, devido ao melhor desempenho dos sensores piezoelétricos com relação à velocidade de resposta às perturbações ocorridas nestes, como por exemplo, em testes de saltos (triplo, distância, verticais), marcha e corrida. Possuem uma frequência natural mais alta que os modelos à base de extensômetros, o que permite uma margem maior de sinais a serem investigados, desde que o conteúdo espectral desses não tenha como componente principal faixas de valores próximos à frequência de ressonância da plataforma. Vantagens com relação à linearidade, repetibilidade e histerese nas medidas realizadas com essas plataformas ganham destaque pela precisão que conseguem fornecer ao sistema em que estão inseridas. Com relação a custos, as plataformas piezoelétricas são mais caras que as extensométricas, pois exigem dispositivos mais elaborados para prover o condicionamento dos sinais, bem como células de carga mais eficientes para fornecer os altos índices de precisão para as medidas realizadas.

A primeira plataforma de força comercial foi produzida por Kistler em 1969 e usou o princípio piezoelétrico, que rapidamente se tornou aceito como um padrão mundial para medição de força. Em 1976, a Advanced Mechanical Technology Incorporated (AMTI, EUA), introduziu uma plataforma baseada em *strain gauges* com a vantagem de uma área maior e menor preço³⁴.

2.4.3 Coordenadas de Força e Planos Direcionais

Para se descrever o movimento de um corpo, é preciso conhecer inicialmente a posição que ele ocupa no espaço e que essa posição possa ser definida por suas coordenadas. Se as coordenadas são cartesianas, trata-se de três números que indicam a distância do ponto aos três eixos coordenados Ox , Oy e Oz , sistema frequentemente usado na instrumentação conforme ilustra a Figura 12.

Figura 12 – Sistema de referência para medidas biomecânicas.



Fonte: O autor (25/10/2013).

Em 1995, a Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) sugeriu as seguintes normalizações para o sistema de referência para as medidas em biomecânica. Em análises tridimensionais, definiu-se:

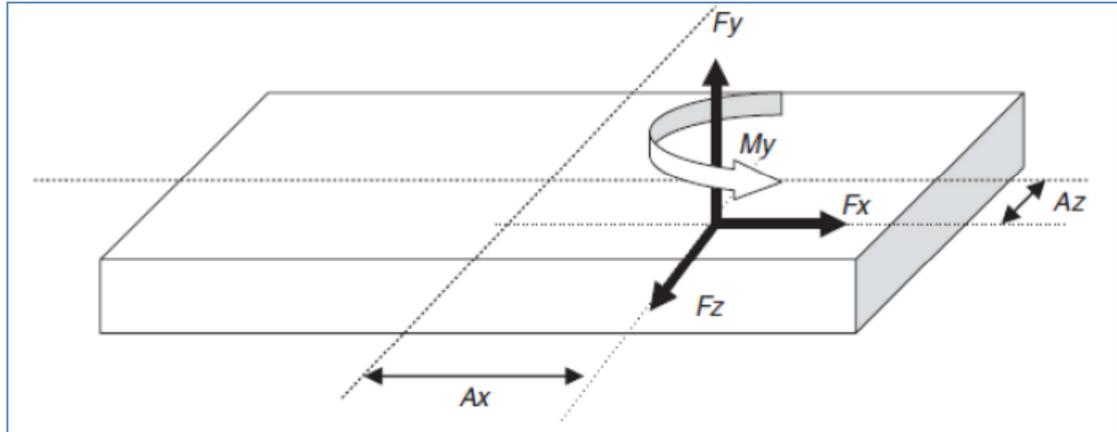
- eixo x horizontal na direção do movimento;
- eixo y paralelo à direção da força da gravidade;
- eixo z horizontal na direção perpendicular à direção do movimento.

Conforme o sistema de referência sugerido, é possível correlacionar os termos direcionais antero-posterior, latero-lateral e vertical com os planos direcionais frontal, sagital e transversal, respectivamente, o que possibilita a completa descrição do movimento³⁰.

Uma plataforma de força típica pode medir seis variáveis: F_x , F_y e F_z , que representam as forças de reação ao longo dos eixos coordenados, A_x e A_z que são as coordenadas do ponto de aplicação da força em relação ao eixo central da base e M_y que é o momento em torno do eixo Y. Na Figura 13, ilustra-se o sistema de eixos que representa as forças agindo sobre o

corpo e são denominadas de forças de reação. Assim, quando uma força de ação é aplicada na base da plataforma uma força de reação atua sobre o corpo - a terceira lei de Newton estabelece que estas devam ter a mesma amplitude e sentidos opostos.

Figura 13 – Medição de variáveis utilizando plataforma de força.



Fonte: Payton et al (2008).

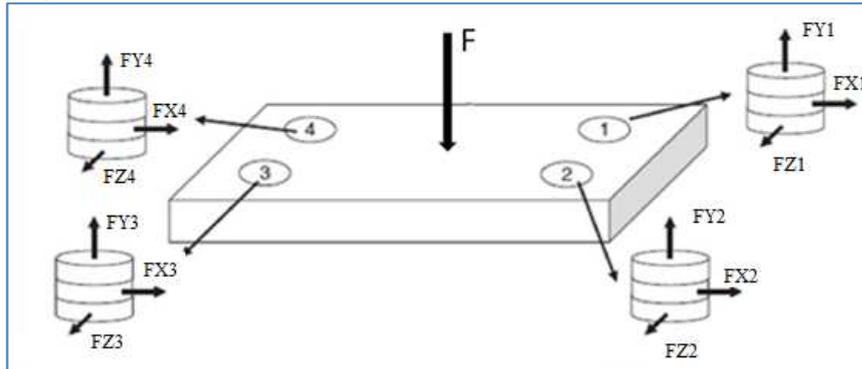
Normalmente, uma plataforma de força tem uma célula de carga em cada um dos seus quatro vértices, conforme a Figura 14, onde também ilustra as componentes de força F_{Xi} , F_{Yi} e F_{Zi} . Cada célula de carga apresenta uma resposta nos eixos X, Y e Z a uma aplicação de uma determinada força. As plataformas de força utilizam o princípio da ação e reação, quando uma força externa é aplicada, uma força de reação é produzida pelas células de carga para manter o equilíbrio, ou seja, o somatório de todas as forças tem que ser igual a zero. Um total de 12 forças de reação individuais são produzidos pelas três componentes de cada uma das quatro células de carga. Sendo que as forças de reação resultantes F_x , F_y e F_z são obtidas pelas Equações 10, 11 e 12:

$$F_x = F_{x_1} + F_{x_2} + F_{x_3} + F_{x_4} \quad (10)$$

$$F_y = F_{y_1} + F_{y_2} + F_{y_3} + F_{y_4} \quad (11)$$

$$F_z = F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4} \quad (12)$$

Figura 14 – Vista frontal de uma plataforma de forças com a disposição de quatro células de carga extensométricas.



Fonte: O autor (2013).

As variáveis A_x , A_z e M_y são obtidas pelas Equações 13, 14 e 15, respectivamente.

$$A_x = (FY_1 + FY_2 - FY_3 - FY_4) \times \frac{b}{F_y} \quad (13)$$

$$A_z = (FY_1 + FY_4 - FY_2 - FY_3) \times \frac{a}{F_y} \quad (14)$$

$$M_y = (FX_1 + FX_2 - FX_3 - FX_4) \times a + (FZ_1 + FZ_4 - FZ_2 - FZ_3) \times b \quad (15)$$

As dimensões a e b se referem à distância das células de carga a partir do centro da plataforma de força nas direções Oz e Ox , respectivamente.

2.4.4 Plataformas de Força Comerciais e Pesquisas

A quantidade de marcas e modelos de plataformas de força existentes no mercado não é grande, sendo a maioria advinda do exterior. A empresa Bertec Corporation é uma das empresas fabricantes. Um exemplo que pode ser citado é a série 4060 apropriada para análise de marcha, equilíbrio, análises esportivas, estática e dinâmica. O modelo BF 4060-08 é utilizado comumente para análise clínica podendo também ser usada em pesquisas da marcha humana. Cada plataforma de força consiste de transdutores de carga que medem seis componentes: três forças ortogonais e os momentos em relação a cada eixo. A plataforma contém um amplificador de ganho digital de 16 bits embutido e uma unidade de condicionamento de sinais. Um pacote de softwares está disponível para permitir uma rápida coleta de dados. A fabricante também disponibiliza bibliotecas de softwares, sob solicitação, para pesquisadores que necessitam desenvolver seu próprio software de aquisição de dados. Normalmente essas plataformas apresentam superfície de alumínio, possuem variações quanto ao carregamento, resolução e frequência natural. A Figura 15 apresenta a plataforma modelo

FB 4060-08.

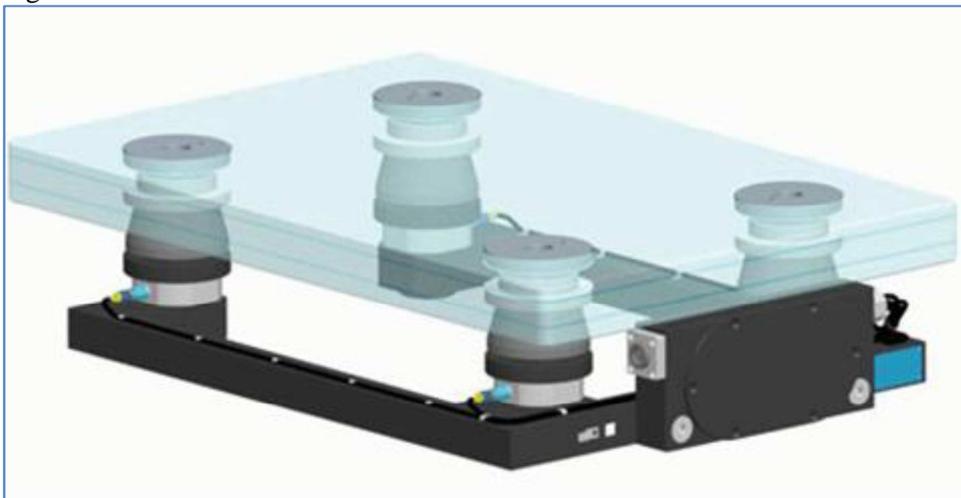
Figura 15 – Plataforma modelo FB 4060-08 Bertec.



Fonte: http://www.carci.com.br/site2011/produto/index/detalhes/avaliacao-plataforma-de-forca-_65.html (25/10/2013).

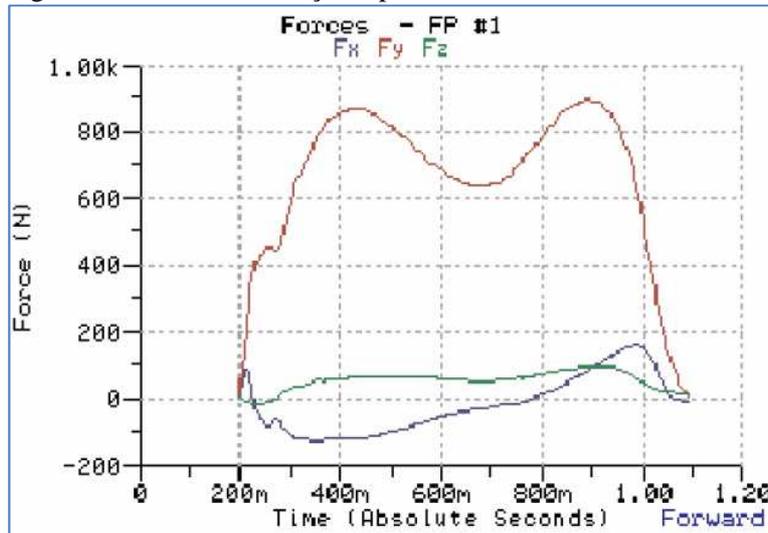
Outro fabricante conceituado no mercado internacional é a empresa (Kistler, 2012). A plataforma de forças da Figura 16 é composta por uma base de vidro, desta forma, possibilita simultaneamente a medição da força assim como a filmagem da superfície de contato dos pés, as células de carga utilizam materiais piezoelétricos. Esta plataforma oferece excelente precisão e linearidade e sua estrutura pode suportar sobrecargas. É usada em avaliações ortopédicas, neurológicas e avaliações de atletas em diversos esportes. A Figura 17 ilustra as curvas de força adquiridas pela plataforma de força Kistler.

Figura 16 – Plataforma comercial modelo 9285BA Kistler.



Fonte: <http://www.kistler.com>(25/10/2013).

Figura 17 – Curvas de força da plataforma comercial Kistler.



Fonte: <http://www.kistler.com> (25/10/2013).

A empresa EMG System, fabricante de plataforma de força nacional, está localizada em São Paulo. A empresa possui uma grande variedade de sistemas de aquisição de sinais e transdutores. Recentemente, esta realizou uma parceria inédita no Brasil com o clube de futebol Corinthians, fornecendo plataformas de forças para o laboratório de reabilitação do referido clube. No laboratório, os profissionais do Corinthians medem a força de contato, os ângulos e as velocidades das articulações durante os movimentos de salto, corrida, chute, entre outros movimentos de acordo com a necessidade clínica do atleta. Três plataformas de forças são instaladas, medindo-se as forças de reação dos apoios durante a aceleração e a desaceleração, analisando como esses esforços afetam as articulações e os músculos do atleta. Além disso, é possível também diagnosticar se a forma da pisada do jogador é correta ou não, podendo avaliar individualmente os atletas e treinar a área mais deficiente do jogador, minimizando o risco de lesões.

A baropodometria é um método que avalia a distribuição do apoio plantar, utilizando uma plataforma eletrônica de apoio, composta por sensores cujas informações são analisadas por um programa de computador, permitindo explorar as variações dos pontos de apoio, objetivando mensurar e comparar a distribuição de forças nos pés, na posição em pé, estática ou em marcha. São vários os métodos de avaliação de distribuição das pressões. Diversos aparelhos de medição foram desenvolvidos, compostos de um sensor resistivo que sob pressão muda sua resistência, emitindo um sinal de saída equivalente à pressão aplicada.

Morton (1930) descreveu o primeiro método dinâmico para impressão dos pés, que consistia em uma esteira borrada de tinta, com cones triangulares na superfície do papel, por onde o indivíduo caminhava. Definiam-se as impressões em linhas paralelas, com largura

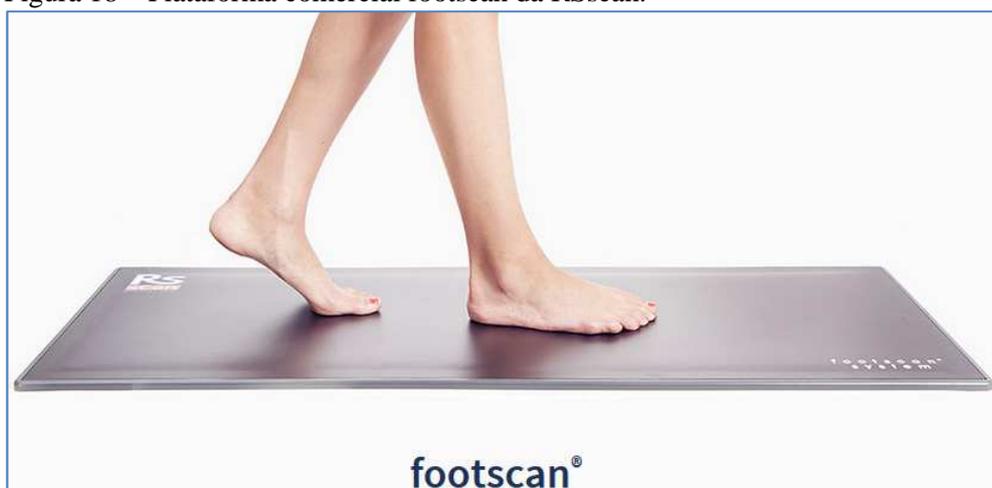
proporcional às pressões plantares. A partir desse método, até os dias atuais, diversas técnicas vêm sendo desenvolvidas para mensurar as pressões plantares. A baropodometria computadorizada surgiu na década de 70, a fim de mensurar e avaliar o tratamento músculo-esquelético, tornando as intervenções terapêuticas mais objetivas e podendo quantificá-las (NASCIMENTO, 2000).

A plataforma de baropodometria é formada por uma placa barossensível de dimensões variadas, com sensores piezoelétricos ou resistivos, que podem chegar a cinco mil ou mais, distribuídos em toda a sua superfície, conectada através de um cabo ao computador que utiliza um software específico para visualização das informações colhidas.

Alexander e col. (1990) fizeram uma extensa revisão dos métodos de avaliação das pressões plantares, descreveram um desenvolvimento histórico e explicaram os princípios de operação e as técnicas de monitoração. Revisaram e analisaram as aplicações desses aparelhos para a avaliação da distribuição das pressões ortostáticas e relataram as vantagens de cada sistema.

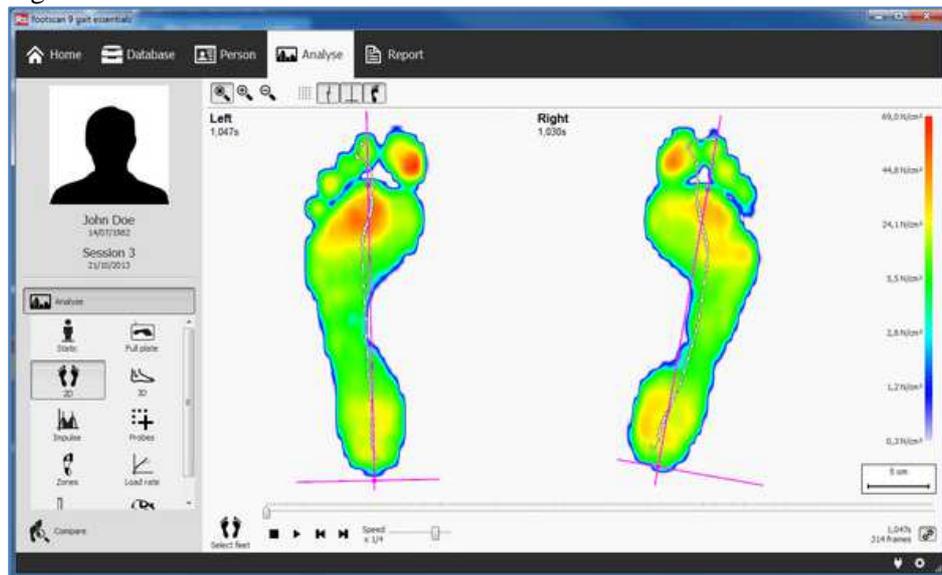
A plataforma footscan da RSscan emprega como elemento sensível polímeros condutivos (à base de resistências) e é utilizada em investigações neurológicas, biomecânicas e em avaliações da distribuição de pressão sob os pés. A Figura 18 ilustra o formato da plataforma e a Figura 19 a distribuição das pressões ocorridas sob os pés em um indivíduo na posição ortostática. A intensidade dessas pressões pode ser observada através da legenda de cores fornecida pelo aplicativo.

Figura 18 – Plataforma comercial footscan da RSscan.



Fonte: <http://www.rsscan.com/footscan> (25/10/2013).

Figura 19 – Plataforma comercial footscan da RSscan.

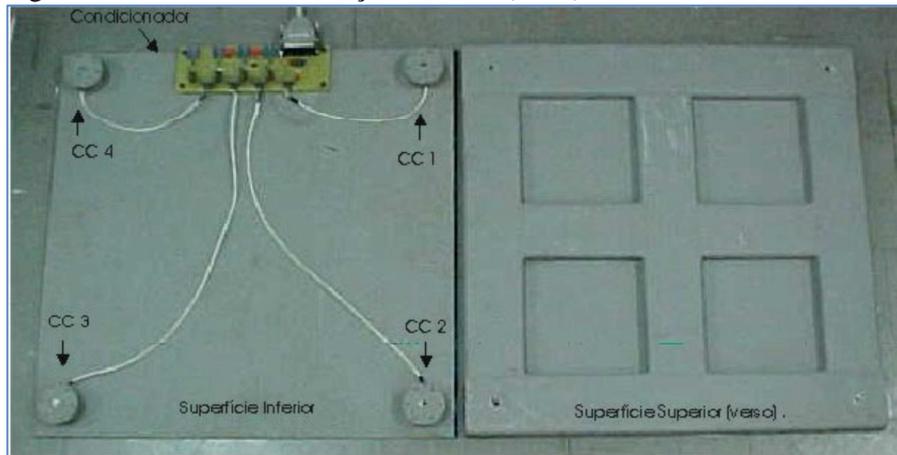


Fonte: <http://www.rsscan.com/footscan> (25/10/2013).

Uma dificuldade quanto ao uso de plataformas comerciais está relacionada ao seu custo. Para obter uma melhor análise, alguns laboratórios dispõem de três ou quatro plataformas em série para registrar vários passos ou garantir que pelo menos um passo seja registrado, não importando como o indivíduo andou. Desta forma, utilizando apenas duas plataformas comerciais modelo BIOMECH 400 da empresa EMG System com dimensões 500 mm x 500 mm x 110 mm tem-se um custo de aproximadamente R\$ 46.000,00. Tratando-se de empresas internacionais, esse valor pode ser o dobro, conforme preços praticados pela empresa Suíça Kistler. O valor de duas plataformas comerciais modelo 9286BA com dimensões de 400 mm x 600 mm x 35 mm situa-se em torno de R\$ 112.000,00 mais impostos de importação. Sendo assim, dependendo da aplicação e dos estudos a serem realizados, a construção de uma plataforma de forças torna-se uma alternativa que deve ser levada em conta, diminuindo desta forma os custos envolvidos no projeto deste equipamento.

Naves (2001) desenvolveu uma plataforma para análise do desempenho biomecânico de atletas, especificamente em saltos verticais e levantamento de peso, a mesma é ilustrada na Figura 20. A plataforma é composta por bases quadradas nas dimensões (70x70x7) cm onde a estrutura foi usinada em aço 4340³⁷.

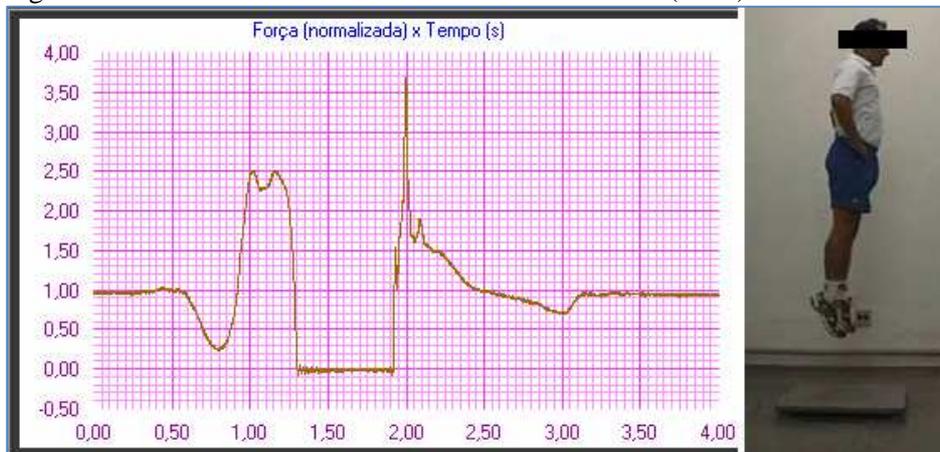
Figura 20 – Plataforma de força de Naves (2001).



Fonte: <http://www.abcm.org.br> (25/10/2013).

As células de carga desenvolvidas detectam esforços verticais de até 5000 N de intensidade. Os resultados foram processados e visualizados por um aplicativo desenvolvido em conjunto com a plataforma. Na Figura 21 é ilustrado o resultado do ensaio vertical sendo possível identificar uma comparação com os resultados fornecidos por outros equipamentos comerciais.

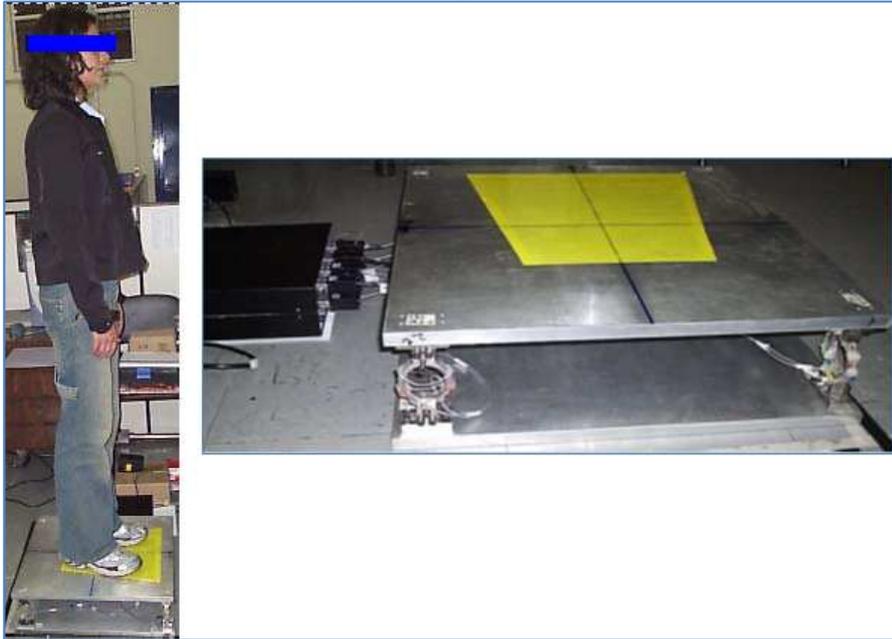
Figura 21 – Resultado do ensaio de salto vertical Naves (2001).



Fonte: <http://www.abcm.org.br> (25/10/2013).

Urquiza (2005) realizou o desenvolvimento do protótipo de uma plataforma de forças para instrumentação biomédica, o projeto, a construção do módulo condicionador e digitalizador de sinais e um aplicativo capaz de fornecer os principais parâmetros para a realização de avaliações associadas a balanço, postura e marcha em seres humanos. Foram monitorados e mensurados parâmetros para as avaliações de estabilidade. A Figura 22 ilustra a plataforma.

Figura 22 – Plataforma de força de Urquiza (2005).



Fonte: <http://hdl.handle.net/123456789/389> (25/10/2013).

3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

Conforme a proposta deste trabalho, foi desenvolvido um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo (SMFRS) portátil que utiliza comunicação sem fio permitindo o envio dos dados em tempo real. A metodologia compreendeu duas fases 1) Desenvolvimento e 2) Teste dos componentes que compõe o sistema.

3.1 REQUISITOS DO SISTEMA

A plataforma desenvolvida combina rigidez da estrutura e baixo peso, sendo composta pelos seguintes sistemas: condicionador de sinais, para amplificação e filtragem dos sinais; dispositivo de aquisição de dados USB6009, para conversão analógico-digital dos sinais coletados pela placa de aquisição e módulo de comunicação por meio de conexão Bluetooth.

3.1.1 Estrutura da Plataforma

Para o projeto das superfícies da plataforma, deve-se observar a aplicação desejada e os problemas específicos decorrentes. Um aspecto importante é a observação da frequência natural das superfícies, que deve ser bem superior às frequências dos sinais a serem medidos. Por meio das especificações do material escolhido, como rigidez, módulo de elasticidade e tensão de escoamento do material, é possível obter um valor aproximado para essa frequência. Portanto tenta-se produzir superfícies com máxima rigidez aliada à mínima massa. A alta rigidez tem o objetivo de diminuir ao máximo a flexão das superfícies durante a utilização da plataforma, garantindo assim, uma transmissão praticamente total do esforço recebido pela superfície superior às células de carga colocadas imediatamente abaixo.

O critério da flecha máxima é um fator adotado para definir a espessura ideal para as superfícies, de forma que estas não sofram deformação maior que um valor específico. Neste caso, assumiu-se como valor máximo admitido de critério de flecha máxima 0.01% do esforço máximo (1200 N) para o qual a plataforma foi projetada.

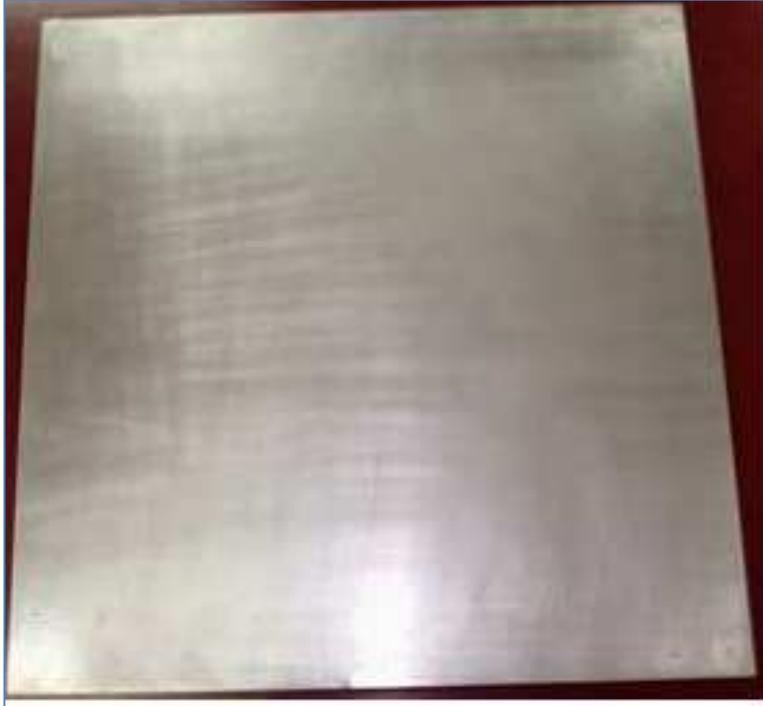
A superfície tem 4,4 kg e foi usinada com dimensões de 70 cm x 50 cm x 0,4 cm, em alumínio 5052F, como ilustra a Figura 23.

Características do material da superfície:

- Massa específica (μ) – $2,70 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$;
- Coeficiente de Poisson (ν) – 0,3333;

- Módulo de elasticidade (E) – $7,31 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$;
- Tensão de escoamento (σ_e) – $8,07 \times 10^7 \text{ N/m}^2$.

Figura 23 – Superfície da plataforma de força em alumínio 5052F.

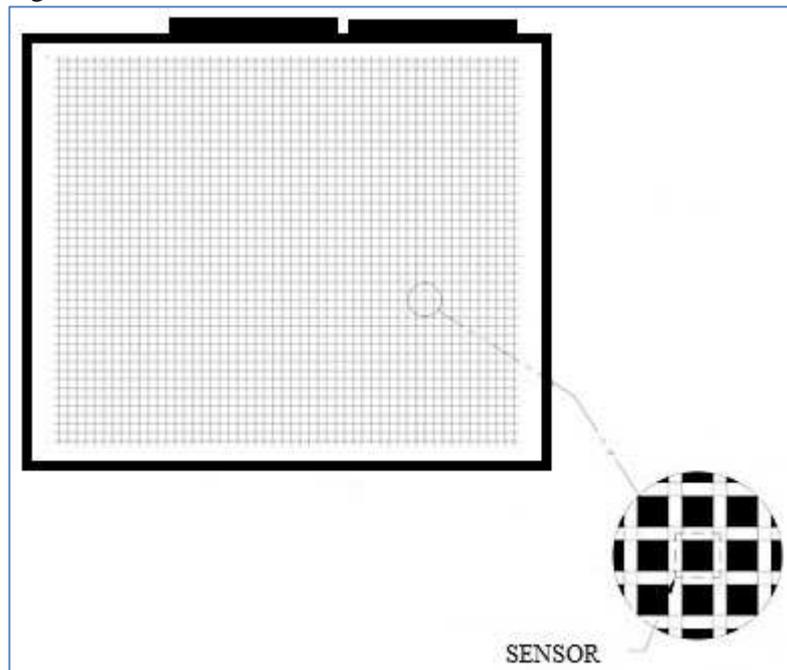


Fonte: O autor (15/11/2013).

3.1.2 Célula de Carga

Foi adquirida uma superfície composta por uma matriz de 2304 sensores resistivos com dimensões de 48 cm x 48 cm x 0,3 cm. Essa matriz resistiva é composta por 48 linhas e 48 colunas interligando os sensores, dessa forma, cada cm^2 emite um sinal para o sistema. Ela é protegida por resina de alta resistência, agentes químicos e água. Também já vem com especificações e normas internacionais de proteção e calibração, incluindo os sensores *strain gages* e ponte de Wheatstone devidamente ajustados. A Figura 24 ilustra a matriz de sensores resistivos. A Tabela 2 informa as especificações principais.

Figura 24 – Matriz de sensores resistivos.



Fonte: O autor (17/11/2013).

Tabela 2 - Características célula de carga

Parâmetros	Especificações
Capacidade Nominal - kg	250
Sensibilidade - mV/V	2 +/- 0,1%
Erro combinado - % saída nominal	<0,03
Creep à capacidade nominal - % saída nominal	20 min: <0,03
	08 hrs: <0,05
Zero inicial - % saída nominal	+/- 1
Temperatura de trabalho útil - °C	- 5 a + 60
Temperatura de trabalho compensada - °C	0 a + 50
Erro excentricidade conforme OIML	> 5.000 divisões
Efeito da temperatura - ppm/°C da saída nominal	no zero: <30
	na calibração: <10
Máx. sobrecarga s/ alterações - % cap. nominal	150
Sobrecarga de ruptura - % capacidade nominal	300
Excitação VCC ou VCA	máxima: 15
	recomendada: 10
Resistência elétrica entrada - ohms	400 +/- 10
Resistência elétrica saída - ohms	350 +/- 1
Resistência de isolamento (50 VCC máx.) - megaohms	> 5.000
Deflexão máxima - mm a capacidade nominal	< 1
Grau de proteção (IEC 529)	IP67

Fonte: <http://www.loran-engineering.com/> (20/11/2013).

3.1.3 Circuito Eletrônico Condicionador de Sinais

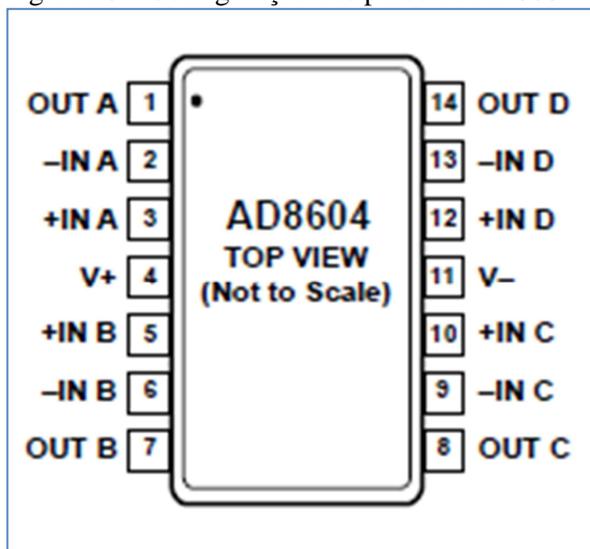
O circuito eletrônico condicionador de sinais é composto por 12 amplificadores de instrumentação do tipo AD 8604 (Analog Devices) e 6 multiplexadores HCF4607B (STMicroelectronics) que realizam a amplificação e filtragem dos sinais advindos das células de carga. O condicionador de sinais foi projetado para trabalhar com uma fonte externa simples de 12V. A Figura 25 apresenta o aspecto físico (DIP) do amplificador AD 8604 e a Figura 26 a configuração dos pinos do mesmo.

Figura 25 – Amplificador de instrumentação AD8604.



Fonte: <http://www.aliexpress.com/item/AD8604D-AD8604/969020616.html> (15/10/2013).

Figura 26 – Configuração dos pinos do AD8604.



Fonte: <http://www.analog.com> (15/10/2013).

A Figura 27 apresenta o aspecto físico (DIP) do multiplexadores HCF4607B e a

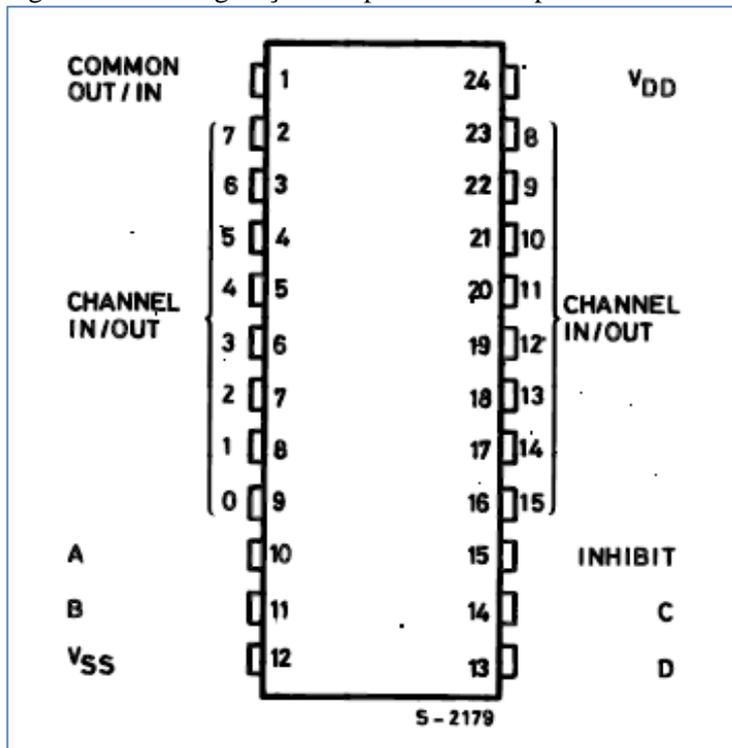
Figura 28 a configuração dos pinos do mesmo.

Figura 27 – Multiplexador HCF4067.



Fonte: <http://www.icver.com/images/PIC/H/HC/HCF4067.jpg> (17/10/2013).

Figura 28 – Configuração dos pinos do multiplexador HCF4607B.



Fonte: http://www.st.com/web/catalog/sense_power/FM1961/SC650/PF63048?referrer=70071840 (17/10/2013).

Um circuito similar, com os componentes AD 8604 e HCF4607B, compõe a eletrônica do equipamento médico eletrocardiógrafo EP-3 Dixtal. Esta constatação foi possível devido à experiência profissional na Engenharia Biomédica Clínica de um complexo hospitalar de Porto Alegre, onde se encontrava um eletrocardiógrafo EP-3 Dixtal em processo de

desativação e descarte de peças devido ao custo elevado de manutenção corretiva. O circuito condicionador foi identificado e testado, sendo necessário alguns ajustes para a perfeita comunicação com a célula de carga. A Figura 29 ilustra o eletrocardiógrafo.

Figura 29 – Equipamento médico eletrocardiógrafo EP-3 Dixtal.

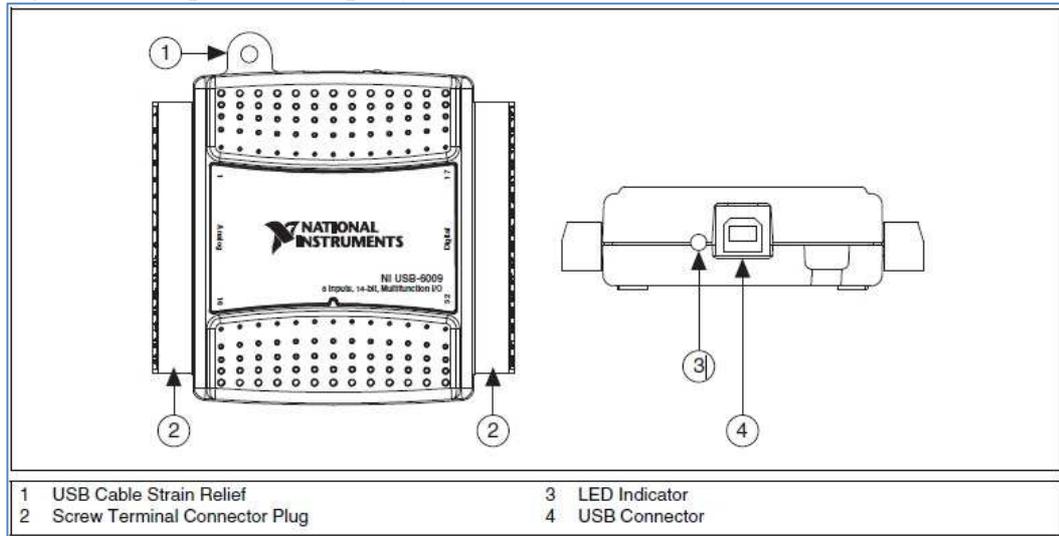


Fonte: <http://www.icver.com/images/PIC/H/HC/HCF4067.jpg> (15/10/2013).

3.1.4 Dispositivo USB6009

Os sinais condicionados são coletados pela placa de aquisição de dados USB6009 que realiza a conversão analógica digital e é também responsável pela alimentação das células de carga. Esta placa de aquisição permite a leitura de 8 entradas analógicas, no formato *single-ended*, com resolução de 14 bits. A placa de aquisição de dados possui ainda 2 canais de saída analógicos com resolução 12 Bits, 12 canais bidirecionais de entrada/saída digital e interface USB *full-speed*. A Figura 30 apresenta o aspecto físico do dispositivo USB6009.

Figura 30 – Dispositivo de aquisição de dados USB6009 National Instruments.



Fonte: <http://www.ni.com/product> (15/10/2013).

Para o computador ao qual se deseja realizar a aquisição é necessário antes de tudo, instalar os aplicativos do NI-DAQmx anexos ao pacote do dispositivo *USB* de aquisição de dados e a suíte de softwares do LabVIEW. Ao conectar o dispositivo ao computador, uma caixa de diálogo abre-se conforme ilustra a Figura 31.

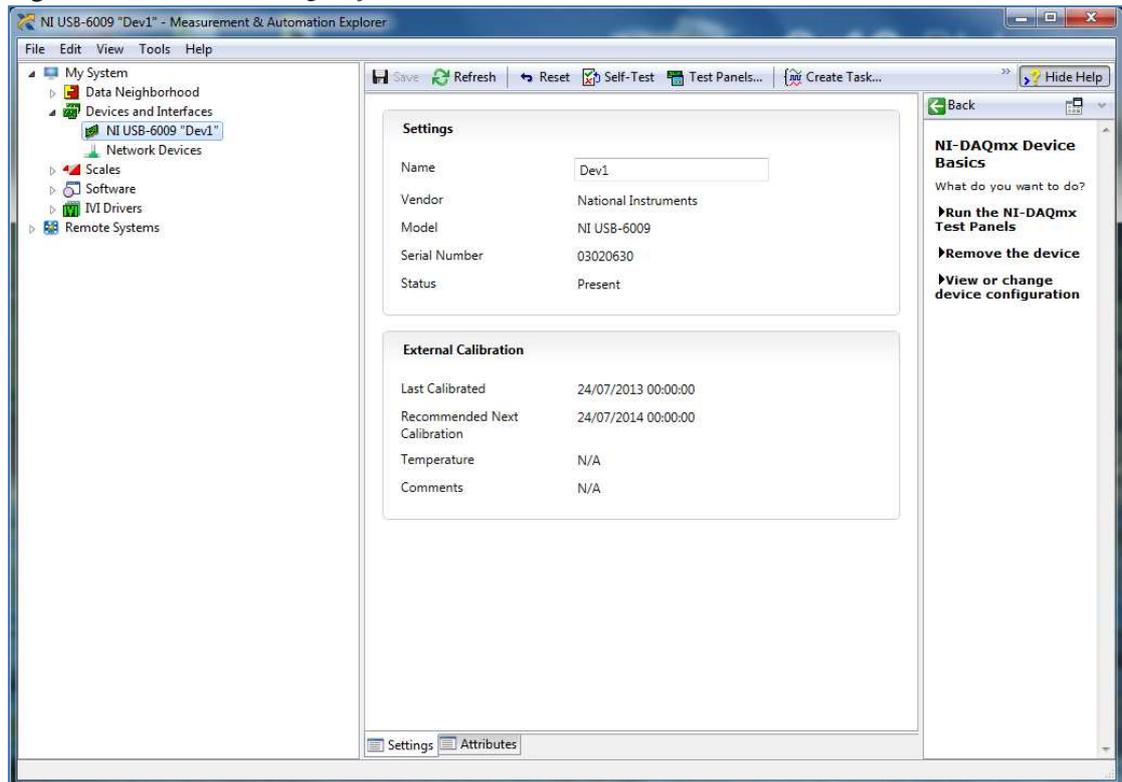
Figura 31 – Caixa de diálogo para conexão USB6009.



Fonte: <http://www.ni.com/product> (17/10/2013).

Configura-se e testa-se o dispositivo selecionando a alternativa “*Configure and Test This Device*”, pois por meio do *software Measurements & Automation Explorer (NIMAX)* o ambiente para o usuário é mais fácil do que o do LabVIEW para as configurações básicas. Nele tem-se uma melhor visão do *status* do dispositivo e dos canais conectados. Se estes não forem configurados no NI MAX, eles terão que ser configurados posteriormente dentro do programa criado em LabVIEW. A Figura 32 ilustra a caixa de configuração do NIMAX.

Figura 32 – Caixa de configuração NIMAX.



Fonte: O autor (19/10/2013).

No momento em que um canal virtual é criado no NIMAX, ele está automaticamente disponível para ser utilizado em qualquer programa no LabVIEW. É muito importante deixar claro que o fato de ter um canal virtual configurado no NIMAX não significa que este canal será obrigatoriamente usado, significa apenas que ele pode vir a ser usado, se o usuário assim desejar. Os canais virtuais no NIMAX são utilizados principalmente para testes.

3.1.5 Módulo de Comunicação Bluesmirf

O módulo de comunicação possibilita a comunicação do dispositivo USB6009 com o computador e consequentemente com o programa LabView da National Instruments por meio

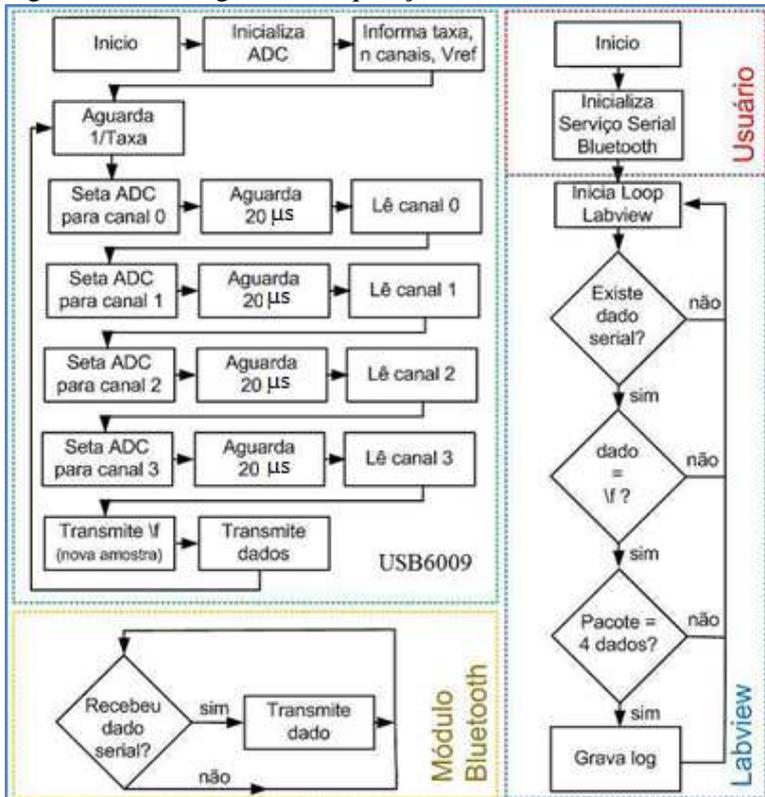
de uma conexão Bluetooth ou Zigbee. Estas opções permitem transmitir sinais a uma taxa entre 2400 e 115200 bps operando na banda de frequência de 2,4 a 2,524 GHz. Ambos têm alcance em torno de 100 metros, quando o ambiente não apresentar obstáculos. A Figura 33 apresenta o aspecto físico do módulo de comunicação e a Figura 34 apresenta o fluxograma de comunicação entre o módulo e o LabVIEW.

Figura 33 – Módulo de comunicação Bluesmirf Gold WRL-10268 Sparkfun electronics .



Fonte: <https://www.sparkfun.com/product> (15/10/2013).

Figura 34 – Fluxograma de aquisição de dados módulo de comunicação e LabVIEW .



Fonte: O autor (15/11/2013).

3.1.6 Estação de Trabalho

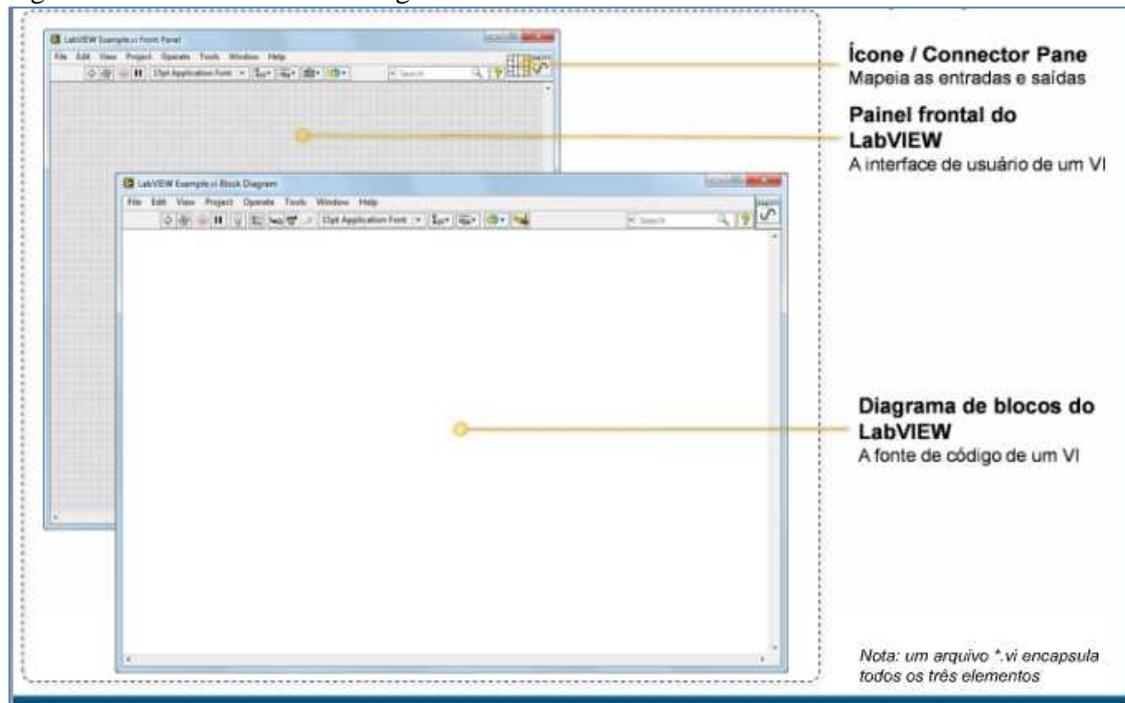
A estação de trabalho é composta por um notebook com processador Intel Core i7 2.10GHz memória RAM de 8GB e sistema operacional Windows 7 Home Premium onde é utilizado o programa de supervisão LabView da National Instruments. A utilização do programa LabView permitiu a construção de um sistema de supervisão de altíssima confiabilidade e excelente acabamento visual. Este aplicativo permitir o controle do processo de aquisição de dados, o processamento dos sinais advindos da plataforma de força e a exibição gráfica dos dados coletados. O dispositivo de aquisição USB6009, uma vez que fabricado pela National Instruments, conversa diretamente com o LabView sem a necessidade de qualquer tipo de adaptação.

O LabVIEW é uma linguagem de programação gráfica pertencente à *National Instruments*, pioneira na área de instrumentação virtual. Ele disponibiliza um ambiente fácil de utilizar e foi desenvolvido para as necessidades dos engenheiros e cientistas. Tem ainda outras características que facilitam a conexão a uma grande variedade de hardware e de outros softwares. Ele também incorpora funções importantes para análise dos dados coletados, como variação do tempo de aquisição, calibração automática dos parâmetros dos sensores e média aritmética dos valores de força medidos. Os principais componentes que constituem os Virtual Instruments (VI) no LabVIEW são:

- Painel frontal: faz a interface com o usuário;
- Diagrama de Blocos: contém o código gráfico fonte que define as funcionalidades dos instrumentos virtuais;
- Ícone e Painel de ligação: identifica o instrumento virtual de modo que é possível inserir este em outro instrumento virtual e corresponde ao conceito de sub-rotina numa linguagem baseada em texto.

A Figura 35 ilustra o painel frontal e o diagrama de blocos

Figura 35 – Painel frontal e o diagrama de blocos LabVIEW .



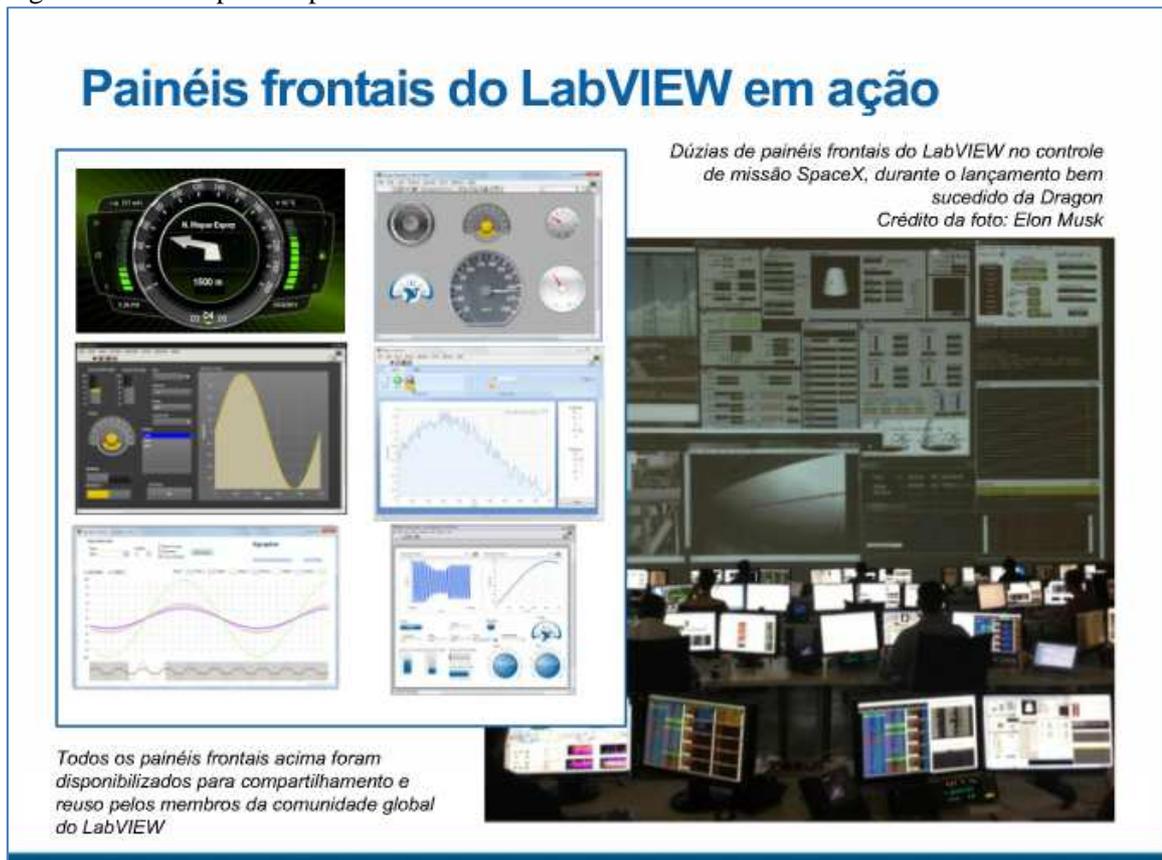
Fonte: O autor (15/11/2013).

Uma das características principais que o LabView oferece é um meio ambiente de programação gráfico. Com o LabView pode-se desenhar instrumentos virtuais sob medida criando interfaces gráficas com o usuário no painel do computador na qual se pode:

- Operar o programa de instrumentação;
- Controlar o hardware selecionado;
- Analisar e visualizar os dados adquiridos;

Pode-se personalizar o painel com botões, mostradores, gráficos a fim de simular instrumentos tradicionais, criar painéis com ensaios personalizados representar visualmente o controle de operações e processos conforme ilustra a Figura 36.

Figura 36 – Exemplos de painéis frontais desenvolvidos no LabVIEW .



Fonte: O autor (15/11/2013).

O LabView inclui um conjunto de ferramentas de visualização para apresentar os dados na interface do usuário de instrumentação virtual, tanto para gráficos contínuos como também para gráficos 2D e 3D. É possível configurar instantaneamente, os atributos para apresentação dos dados tais como: cores, tamanho da fonte, tipos de gráfico, efetuar rotação, foco (zoom), etc. Ao invés de programar gráficos e seus atributos a partir do início, simplesmente arrasta e retira estes objetos de dentro dos painéis dos instrumentos.

4 IMPLEMENTAÇÃO E TESTES

O protótipo final implementado tem um peso total de 4,5 kg e espessura de 7 mm na região de aquisição de dados delimitada pela fita amarela. A Figura 37 ilustra o protótipo em sua fase final de construção.

Figura 37 – Protótipo em sua fase final de construção.



Fonte: O autor (02/12/20013).

4.1 CALIBRAÇÃO ESTÁTICA VERTICAL DO SISTEMA

O processo de calibração consiste em obter o estabelecimento de correspondências entre os valores de tensão e as forças aplicadas. A partir dessas, torna-se possível a avaliação de parâmetros como linearidade, histerese, repetibilidade, entre outros.

Para se determinar as características estáticas dos circuitos de condicionamento de sinais e de interfaceamento descritos, com células de carga acopladas, foram efetuadas medições de pesos conhecidos. As massas foram medidas com duas balanças eletrônicas da Engenharia Biomédica Clínica de um complexo hospitalar de Porto Alegre. A primeira balança modelo AD5002 Marte, com carga máxima de 5010 gramas e resolução de 0,01 gramas foi utilizada para medir os corpos com massa de 100 g, 250 g, 1 kg e 2 kg. A Figura 38 ilustra o peso padrão de 2 kg utilizado.

Figura 38 – Peso padrão de 2 kg.



Fonte: O autor (02/12/20013).

A segunda balança modelo 2095 TOLEDO, com carga máxima de 30 quilogramas e resolução de 5 gramas foi utilizada para medir os corpos de 5 kg e 10 kg. A Figura 39 ilustra o peso padrão de 10kg utilizado.

Figura 39 – Peso padrão de 10 kg.



Fonte: O autor (02/12/20013).

Em seguida, foram ajustados para unidade de força, multiplicando o valor da massa pela aceleração da gravidade, que é aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$. Para o circuito condicionador de sinais foram realizadas 3 medições com objetos de pesos distintos, em ordem crescente e decrescente de magnitude de pesos. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se cinco segundos e depois se adquiria o valor, pois assim se garantia um valor estável e um processo igualmente repetitivo para todas as leituras de dados. Os pesos foram

posicionados no centro e nas extremidades mediais de cada lado da plataforma. A Tabela 3 informa os dados de relação entre carga colocada sobre o centro da plataforma e tensão medida pelo sistema. Os dados medidos nas extremidades mediais permaneceram dentro dos parâmetros de erro combinado $< 0,03\%$ da célula de carga.

Tabela 3 - Dados de relação Carga X Tensão

CARGA (kg)	TENSÃO (V)
0	-0,83926439
0,1	-0,836876045
0,25	-0,833293528
1	-0,815380941
2	-0,791497492
5	-0,719847146
10	-0,600429902
30	-0,122760927
50	0,354908049

Fonte: O autor (02/12/2013).

4.2 METODOLOGIA PARA TESTE DINÂMICO E RESULTADOS

O protótipo foi colocado sobre uma superfície plana e nivelada no eixo horizontal com temperatura ambiente de 26 °C. O autor é o voluntário que realizou os testes dinâmicos, sendo homem de 1,81 m de altura e peso de 99 kg. Estes dados, entre outros, são inseridos no sistema para gerar um relatório futuro. O voluntário deve ficar com os pés descalços a uma distância tal da plataforma para que a pisada seja natural e coincida sobre a plataforma. Uma vez para a pisada com o pé direito e outra para a pisada com o pé esquerdo sobre a plataforma.

Os testes iniciais demonstraram em seus sinais captados curvas características conforme sugerem as pesquisas, referências já citadas e dados de plataformas comerciais. A Figura 40 ilustra o resultado do ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé esquerdo e a Figura 41 o resultado do ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé direito.

Figura 40 – Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé esquerdo.



Fonte: O autor (05/12/20013).

Figura 41 – Ensaio biomecânico da força aplicada pelo pé direito.



Fonte: O autor (05/12/20013).

Com pesquisa e aprimoramento do programa que gerencia o sistema foi possível incluir novos dados gerados no teste dinâmico, conforme informações da Tabela 4 abaixo. As características da célula de carga utilizada permitiram que fossem adquiridas atualizações e complementos do software, que gerencia o sistema em relação à célula de carga, viabilizando a leitura dos dados referentes à área da superfície em que houve contato. Assim, permitindo gerar os novos dados da Tabela 4. Sugere-se que sejam realizadas novas pesquisas sobre os dados gerados e apresentados na Tabela 4 em trabalhos futuros para ratificação dos mesmos, pois não faz parte dos objetivos iniciais deste trabalho.

Tabela 4 - Dados de teste dinâmico realizado com o voluntário.

Tempo [ms]	Força [Kgf]	Pres.Máxima [Kgf/cm²]	Superfície [cm²]
0	12,9	2,2	12
16,1	44,7	4	23
32,2	43	3,5	24
64,4	44,8	3,2	25
80,5	47	3,1	30
96,6	48,7	3	43
112,7	53	3	65
128,8	56,9	2,9	71
144,9	59,9	2,9	81
161	62,5	2,9	82
193,2	65,8	2,8	89
209,3	67,2	2,7	95
225,4	69,2	2,5	98
257,6	68,7	2	102
273,7	70,7	2	103
289,8	69,7	1,9	105
305,9	69,4	2	103
322	68,5	2	104
338,1	65,7	2	102
354,2	66,6	2	99
370,3	65,5	2	97
402,5	65,3	2	93
418,6	64,7	2,1	86
434,7	66	2	81
450,8	66,7	2,1	75
466,9	67,7	2,2	72
499,2	68	2,5	70
515,3	69,3	2,5	66
531,4	68,2	2,6	63
547,5	70,3	2,8	62
595,8	71,4	2,8	58
611,9	71,7	3	57
708,5	71,8	3,3	53
724,6	70,7	3,2	52
740,7	69,3	3,4	49
789	58,9	3,7	47
805,1	54,4	3,9	44
837,3	41,8	4,5	40
853,4	39,9	5,7	28
869,5	33,6	5,7	20
885,6	25,7	5,7	17
901,7	15,9	3,9	13
917,8	11	4,4	9
933,9	6,2	2,6	8

Fonte: O autor (02/12/2013).

Os resultados obtidos através destes testes foram adquiridos pelo módulo Bluetooth do SMFRS a uma distância entre 2 a 10 metros sem obstáculos, não ocorrendo interferências e perda do sinal.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No desenvolvimento do protótipo, tanto a estrutura, o circuito elétrico como os programas desenvolvidos para a captura dos sinais tiveram os resultados esperados, atingindo os objetivos iniciais propostos. Conforme o objetivo principal descrito, os objetivos específicos foram decisivos para realização deste projeto. A estrutura da plataforma, o circuito condicionador, o dispositivo de conversão AD juntamente com o sistema de aquisição sem fio, permitiram uma implementação plenamente funcional da estrutura.

O SMFRS pode ser compreendido como uma plataforma de força, composta por uma base com revestimento de policarbonato onde estão inseridos os transdutores de carga resistivos, por um circuito eletrônico contendo amplificadores de instrumentação responsáveis pelo condicionamento do sinal dos transdutores de carga, por um dispositivo de aquisição de dados (conversor A/D), por um módulo de comunicação (Bluetooth ou Zigbee) e, por um notebook executando um aplicativo LabVIEW que realiza o controle dos processos de aquisição, processamento dos sinais advindos da plataforma de força e exibição gráfica dos dados.

A plataforma desenvolvida combina rigidez da estrutura e baixo peso. Os testes mostraram que a Plataforma apresenta conectividade adequada, sendo que novos testes poderão avaliar melhor sua sensibilidade e precisão. Esse sistema é capaz de medir as forças verticais de reação com o solo, a pressão máxima exercida e a superfície da pisada de forma remota, permitindo ainda sua portabilidade.

As aplicações desse sistema envolvem as áreas da biomecânica esportiva, clínica e aeroespacial, possibilitando, por exemplo, a avaliação das forças de reação com o solo durante estudos da marcha humana em simulações de hipogravidade.

Dentre as dificuldades encontradas, cita-se, principalmente, a falta de células de carga triaxiais (medição nos eixos x, y e z) no mercado nacional e alto custo para aquisição por importação. Conforme orçamento da empresa Carci que representa a empresa Bertec, o valor para aquisição de 4 células de carga PY6-50 – *Multicomponent load cell* é de R\$ 194.800,00 com prazo de entrega em torno de 90 dias. Portanto, para pesquisas futuras seria muito conveniente o estudo para o desenvolvimento e comercialização dessas células de carga triaxiais.

REFERÊNCIAS

- 1 WEST J.B., Physiology in microgravity. **Journal of Applied Physiology**. v. 89, n. 1, p. 379-384, 2000.
- 2 Adachi W., Tsujiuchi N., Koizumi T., Shiojima K., Tsuchiya Y., Inoue Y.. **Development of walking analysis system using by motion sensor with mobile force plate**. Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C. v. 78, n. 789, p. 1607, 2012.
- 3 Sarabon N. **Development of software for comprehensive analyses of force plate measurements**: Technical note. *Kinesiology*. V. 43, n. 2, p. 204, 2011.
- 4 Sun G., Fitzgerald R.F., Stalder K.J., Karriker L.A., Johnson A.K., Hoff S.J.. **Development of an embedded microcomputer-based force plate system for measuring sow weight distribution and detection of lameness**. *Appl Eng Agric*. V. 27, n. 3, p. 475, 2012.
- 5 Atallah L., Wiik A., Jones G.G., Lo B., Cobb J.P., Amis A., et al. **Validation of an ear-worn sensor for gait monitoring using a force-plate instrumented treadmill**. *Gait and Posture*. V. 35, n. 4, p. 674, 2012.
- 6 Walsh M.S., Ford K.R., Bangen K.J., Myer G.D., Hewett T.E.. The validation of a portable force plate for measuring force-time data during jumping and landing tasks. **Journal of Strength and Conditioning Research**. V. 20, n. 4, p. 730, 2006.
- 7 Ballaz L., Raison M., Detrembleur C.. Decomposition of the vertical ground reaction forces during gait on a single force plate. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**. V. 13, n. 2, p. 236, 2013.
- 8 Exell T.A., Gittoes M.J.R., Irwin G., Kerwin D.G.. Considerations of force plate transitions on centre of pressure calculation for maximal velocity sprint running. **Sports Biomechanics**. V. 11, n. 4, p. 532, 2012.
- 9 Lee M., Kim J., Son J., Kim Y.. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. **Gait and Posture**.v 38, n. 4, p. 674, Agosto, 2013.
- 10 Paulus D.C., Settlege D.M.. Bilateral symmetry of ground reaction force with a motor-controlled resistance exercise system using a mechanical advantage barbell for spaceflight. **Biomedical sciences instrumentation**. v. 48, n. 4, p. 340, 2012.
- 11 Biomecânica. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Biomec%C3%A2nica>. Acesso em: 16 de nov. 2013.
- 12 Teixeira C.S., Mota C. B.. **A biomecânica e a Educação Física**. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd113/a-biomecanica-e-a-educacao-fisica.htm>. Acesso em: 16 de nov. 2013.
- 13 VERDERI, E. **Programa de educação postural**. São Paulo: Phorte, 2001.

- 14 VIEIRA, A.; SOUZA, J. L. A moralidade implícita no ideal de verticalidade da postura corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Esporte**. Campinas, v.23, n.3, p.133-148, maio, 2002.
- 15 BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v.14, n.1, p.79-88, 2000.
- 16 DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.r M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, Heidelberg, v.146, n.1, p. 60-69, 1 set. 2002.
- 17 GOULART, F. et al. O movimento de passar de sentado para de pé em idoso: implicações para o treinamento funcional. **Revista Acta Fisiátrica**. São Paulo, v.10, n.3, p.138-143, dezembro, 2003.
- 18 MISAILIDIS, M. A. L. Qual o papel das informações proprioceptivas no ato motor? **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 6, p.389-393, 2002.
- 19 KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1990.
- 20 LAPIERRE, R. E. **A evolução da humanidade**. São Paulo: Universal de Brasília, 1982.
- 21 KENDALL, F. P. **Músculos: provas e funções com postura e dor**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995. 453 p.
- 22 BANKOFF, A. D. P. et al. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. **Revista Conexões**, Campinas, v. 2, n. 2, p.87-104, 2004.
- 23 RABISCHONG, P. Role Statokinésiométric de la peau. In: VILLENEUVE, Ph. (Coord.). **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1996, p.15 – 20.
- 24 BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1999. 270 p.
- 25 MEGLAN, D; TODD, F; **Cinética da locomoção humana**. In: ROSE, J; GAMBLE, J; *Marcha Humana*. 2 Ed; São Paulo: Premier, 1998, p 77-101.
- 26 ZERNICKE, R.F. **The Emergency of Human Biomechanics**. In: BROOKS, G.A. *Perspectives on the academic discipline of physical education*. Champaign, Human Kinetics, p124-36, 181.
- 27 TEREKHOV, Yuryi. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. *CMA J.*, Bethesda, v.115, p. 631-633, 1976. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1878799>. Acesso em: 16 de nov. 2013.
- 28 CROSS, R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. **American Journal of Physics** v.67 n. 4 p. 304-309, 1999.
- 29 AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento**. Ed. Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, São Paulo , 1996.

- 30 GURFINKEL, V. S. **Physical foundations of stabilography**. *Agressologie*, 14, p. 9-14. 1973.
- 31 HAYES, K. C. **Biomechanics of postural control**. *Ex. Sp. Sci. Rev.*, 10, p. 363-392. 1982.
- 32 SOARES A.B.; URQUIZA, M.A.; PEREIRA A.A.; DE SOUSA, J.V. **Plataforma de Força Tridimensional para Análises Biomecânicas e Cinesiológica. Artigo**. Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab). Universidade Federal de Uberlândia - M.G. - Brasil.
- 33 BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V.J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. 1.ed., v.2. Rio de Janeiro: LTC, 2007.
- 34 DOEBELIN, E. O. **Measurements Systems Applications and design**. 4th ed. McGraw-Hill, 1990.
- 35 ALMEIDA, P. A. O. **Introdução a Análise Experimental de Estruturas – Notas de aula**. Fortaleza: NUTEC, 2002.
- 36 PAYTON, CARL J.; BARTLETT, ROGER M. **Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise**, The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines. 1.ed., New York: Routledge, 2008.
- 37 ROBERTSON, G et al. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.
- 38 NAVES, E. L. M. **Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica**. 2001. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Uberlândia, 2001.
- 39 URQUIZA, M. A. **Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica**. 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Uberlândia, 2005.