



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
ESCOLA POLITÉCNICA - INSTITUTO DE MATEMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MECATRÔNICA**

IVANOÉ JOÃO RODOWANSKI

**PLATAFORMA DE FORÇA INSTRUMENTADA:
UMA FERRAMENTA APLICADA A ESTUDOS DE POSTUROLOGIA.**

Salvador
2011

IVANOÉ JOÃO RODOWANSKI

**PLATAFORMA DE FORÇA INSTRUMENTADA:
UMA FERRAMENTA APLICADA A ESTUDOS DE POSTUROLOGIA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em
Mecatrônica da Universidade Federal da Bahia, como requisito
para obtenção do grau de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Iuri Muniz Pepe

Salvador
2011

Sistemas de Bibliotecas - UFBA

Rodowanski, Ivanoé João.

Plataforma de força instrumentada : uma ferramenta aplicada a estudos de posturologia / Ivanoé João Rodowanski. - 2011.

104 f. : il.

Anexos e apêndices.

Orientador: Prof. Dr. Iuri Muniz Pepe.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal da Bahia, Instituto de Matemática e Escola Politécnica, Salvador, 2011.

1. Aquisição de dados. 2. Postura humana. 3. Instrumentos e aparelhos médicos. I. Pepe, Iuri Muniz. II. Universidade Federal da Bahia. Instituto de Matemática. III. Universidade Federal da Bahia. Escola Politécnica. IV. Título.

CDD - 005.7

CDU - 004.6

IVANOÉ JOÃO RODOWANSKI

**PLATAFORMA DE FORÇA INSTRUMENTADA:
UMA FERRAMENTA APLICADA A ESTUDOS DE POSTUROLOGIA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Mecatrônica da Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do grau de mestre.

Aprovada em 18 de novembro de 2011.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Iuri Muniz Pepe – Orientador

Doutor em Física Nuclear, Universite Catholique de Louvain, U.C.L., Bélgica
Universidade Federal da Bahia.

Prof. Dr. Norberto Peña

Doutor em Kinesiologia y Fisiatria, Universidade de Buenos Aires, Argentina
Universidade Federal da Bahia.

Prof. Dr. Alberto Borges Vieira Júnior

Doutor em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal de Uberlândia, Brasil
Universidade Federal da Bahia.

Dedicado a toda minha família

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo a Deus e minha família.

Ao meu Orientador Prof. Iuri Pepe pela paciência e pelas sábias orientações que contribuíram não apenas a este trabalho, mas para toda a vida.

Aos professores José Garcia Vivas e Norberto Peña que me deram de presente este tema de trabalho e pela co-orientação.

A toda equipe do Laboratório de Propriedades Óticas (LaPO) do Instituto de Física da UFBA, tanto aos professores quanto aos colegas de mestrado e estudantes de IC que participaram de certa forma no desenrolar deste.

Aos pesquisadores do grupo de pesquisa que desenvolvem o projeto CV-Mob, ao qual o equipamento aqui proposto se destina.

Aos professores do programa de mestrado em mecatrônica da UFBA.

A CAPES, pelo apoio financeiro.

E a todos aqueles amigos que de certa forma contribuíram para o desenvolvimento do mesmo.

A todos vocês meu muito obrigado.

*“Desde quando se tornaram seres bípedes
os seres humanos vivem em constante busca de equilíbrio.”*
O autor

RODOWANSKI, Ivanoé João, *Plataforma de Força Instrumentada: Uma Ferramenta Aplicada a Estudos de Posturologia*. 104 f. 2011. Dissertação (mestrado) - Escola Politécnica – Instituto de Matemática, Universidade Federal da Bahia, Salvador 2011.

RESUMO

O trabalho aqui apresentado faz uma abordagem das tecnologias envolvidas e descreve o projeto, construção e testes de validação de uma plataforma de força que é um equipamento utilizado por profissionais das áreas de saúde que trabalham com estudo de comportamento biomecânico humano tais como: posturologia, equilíbriometria, estabilometria, etc., como exemplo fisioterapeutas no acompanhamento da reabilitação de pacientes com problemas locomotores, estudos de comportamentos posturais ou análise de padrões biomecânicos em um determinado grupo de indivíduos. Este equipamento consiste em uma plataforma sobre a qual fica o indivíduo sob avaliação similar a uma balança comercial onde esta é sensível aos esforços de reação tal como a força peso e/ou variação do centro de gravidade do mesmo durante o período de análise, a plataforma é apoiada sobre sensores de carga sensíveis a estes esforços de forma independente. Estes sensores produzem sinais elétricos que variam de acordo com a variação de força aplicada sobre os mesmos, estes sinais são tratados por meios eletrônicos (pré-amplificação e digitalização) e depois transferidos para computador via interface de comunicação apropriada (serial/RS 232), um software previamente instalado no computador recebe estes dados realiza um tratamento de filtragem e amostragem e transforma-os em informação relevante ao profissional que o utiliza, é mostrada a informação obtida em uma interface apropriada para o estudo desejado.

Palavras chave: Equilíbrio postural. Instrumentação Biomédica. Aquisição de dados.

RODOWANSKI, Ivanoé João, *Instrumented Force Plate: A Tool Applied to Posturology Study*. 104 s. 2011. Dissertação (mestrado) - Escola Politécnica – Instituto de Matemática, Universidade Federal da Bahia, Salvador 2011

ABSTRACT

The work presented here is an approach of the technologies involved and describes the design, construction and validation testing of a force platform which is an equipment used by health professionals in working with biomechanical study of human behavior such as posturology, stabilometry, etc., for example physiotherapists to monitor the rehabilitation of patients with locomotor problems, studies of behavior or postural biomechanical analysis of patterns in a given group of individuals. This equipment consists of a platform on which the individual is under evaluation similar to a trade balance which is sensitive to response efforts such as the weight force and / or variation of center of gravity even during the period analyzed, the platform is supported on load sensors sensitive to these efforts independently. These sensors produce electrical signals that vary with the variation of force applied on them, these signals are processed by electronic means (pre-amplification and digitization) and then transferred to computer via appropriate communication interface (serial / RS 232), software previously installed on a computer receives the data performs a treatment of sampling and filtering and transforms them into information relevant to the professional who uses the information obtained is shown in an appropriate interface for the desired study.

Keywords: Postural Balance. Biomedical Instrumentation. Data Acquisition

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Representação da relação entre CP e CM na postura ereta.....	19
Figura 2: Representação tridimensional do sistema de coordenadas sobre a plataforma de força....	20
Figura 3: Representação gráfica do: (A) Estatocinesigrama, (B) Estabilograma.	21
Figura 4: Sensor de força de mola associada a um LVDT.	22
Figura 5: Estrutura atômica do cristal de quartzo, (A) em estado normal, (B) comprimido e (C) tracionado, ao longo do eixo x.	24
Figura 6: Plataforma piezelétrica da Kistler Inc.	24
Figura 7: Esteira Instrumentada Gaitway.	25
Figura 8: Gráfico das forças de reação do solo captados pela plataforma Gaitway em 2 situações: (A) a 2.45 mph e (B) a 7.5 mph.....	25
Figura 9: Plataforma de força Bertec.	26
Figura 10: Plataforma Footwork.	28
Figura 11: Interface visual do software para análise estática do sistema footwork, (A) 2 dimensões e (B) 3 dimensões.	29
Figura 12: Interface gráfica para análises de posturologia e estabilometria.....	29
Figura 13: Representação gráfica em forma de Estabilograma dos dados capturados de um dos pacientes pelo footwork.....	30
Figura 14: Esquemático do sistema de esteira sob plataformas de forças.....	32
Figura 15: Ossos que constituem o pé humano.....	32
Figura 16: Sinal de marcha de indivíduo descalço, componente normal Fz.	33
Figura 17: Células de carga em forma de S em 3 possibilidades de montagem.....	34
Figura 18: Célula de carga do tipo duas vigas engastadas.	35
Figura 19: Células de carga de placa (A), vista corte para a compressão (B) e vista em corte para tração (C).....	35
Figura 20: Manilha dinamométrica.	36
Figura 21: Célula de carga Modelo SEY WLFN2 da SEYCONEL.	36
Figura 22: Sistema de monitoramento de carga em suspensão veicular. (A) Modelo esquemático da célula de carga e (B) Local de instalação do sensor no sistema de suspensão.	37
Figura 23: Componentes de um <i>strain gauge</i> típico (A), <i>strain gauge</i> de fio (B) e de lâmina (C).	38
Figura 24: Representação simbólica de uma ponte de wheatstone.	43
Figura 25: Arranjo de <i>strain gauges</i> em circuito em ponte completa.....	46
Figura 26: Arranjo de <i>strain gauges</i> em circuito de meia-ponte.	47
Figura 27: Desenho CAD 3D da plataforma de força.....	49
Figura 28: Diagrama de corpo livre da plataforma de apenas um dos pés do paciente.....	50
Figura 29: Etapas de geração de um modelo MEF (A) importação do CAD, (B) geração da malha e (C) inserção de parâmetros e carregamentos.	53
Figura 30: Região de fixação do modelo.....	53
Figura 31: Distribuição média regional de peso expresso como uma porcentagem da carga total suportada pelo pé em bipedestação e pé descalço.....	54
Figura 32: Aplicação das pressões nas diferentes regiões plantares, cada uma com uma intensidade diferente segundo estudos de Cavanaugh.	54
Figura 33: Deformação da plataforma nos eixos X (A), Y (B) e Z (C).....	55
Figura 34: Deformação no eixo Z em vista superior e em vista lateral com as deformações aumentadas em 1000 vezes.	56
Figura 35: Resultado da análise para deformações no eixo Z para uma chapa de 9,5mm de espessura (A) e vistas superior e lateral com deformações aumentada em Z em 1000 vezes (B).	56
Figura 36: Célula de Carga modelo SC50 fabricada pela empresa Líder Balanças.	57
Figura 37: Condições de contorno e carregamento do modelo da célula de carga.	57
Figura 38: Ponto de maiores tensões principais máximas (A) e mínimas (B).	58
Figura 39: Deformação da célula na direção do eixo Z para o carregamento de 500 N.	58
Figura 40: Esquema ligação da ponte wheatstone ao OpAmp AD623.....	60
Figura 41: Diagrama lógico do circuito integrado do AD623.....	60
Figura 42: Circuito de pré-amplificação e filtragem. Fonte: Eagle software.	61
Figura 43: Circuito microcontrolador e comunicação. Fonte: Eagle software.....	62
Figura 44: Digrama lógico do programa embarcado.....	63
Figura 45: Interface gráfica do software.....	64
Figura 46: Aplicação de pesos em pontos específicos sobre a plataforma.....	66

Figura 48: Sinal medido nas células de carga em função do peso aplicado no ponto P1.....	67
Figura 47: Localização dos pontos de aplicação de carga sobre a plataforma de força	67
Figura 49: Sinal medido nas células de carga em função do peso aplicado no ponto P6.....	68
Figura 50: Sinal medido nas células de carga em função do peso aplicado no ponto P4.....	69
Figura 51: Sinal medido nas células de carga em função do peso aplicado no ponto P9.....	69
Figura 52: Aplicação das cargas nos pontos P4 e P9, plataforma esquerda e direita respectivamente.	70
Figura 53: Respostas das células da plataforma esquerda para cargas nos pontos P2 (A) e P3 (B) para as cargas aplicadas.	70
Figura 54: Respostas das células da plataforma esquerda nos pontos P7 (A) e P8 (B) para as cargas aplicadas.	70
Figura 55: Respostas das células as cargas nos pontos P5 (A) e P10 (B).	71
Figura 56: Dados lidos em cada uma das células de carga, (A) pé direito e (B) pé esquerdo.....	72
Figura 57: Raiz quadrada da soma dos quadrados dos sinais de cada uma das células de cada um dos pés (vermelho pé direito e preto pé esquerdo).	73
Figura 58: Soma e diferença da raiz da soma dos quadrados dos sinais (vermelho soma e preto diferença).....	74
Figura 59: Raiz da soma dos quadrados das células da frente e de traz (A) e diferença das raízes entre frente e traz (B).	75
Figura 60: Estabilograma para a análise estudada.	75
Figura 61: Estatocinesigrama para a análise estudada, plano medio-lateral (A) e plano antero- posterior (B).....	76
Figura 62: Estabilograma durante período de 30 segundos.	77
Figura 63: Estatocinesigrama na direção Antero-posterior durante período de 30 segundos.	77
Figura 64: Estatocinesigrama na direção médio lateral durante período de 30 segundos.....	77

LISTAS DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1: Especificações sobre tipos de extensômetros e suas aplicações.....	39
Tabela 2: Distribuição da pressão plantar.	54
Tabela 3: Lista de materiais utilizados.....	65
Tabela 4: Composição dos pesos com as anilhas disponíveis	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP - Antero Posterior

APFRS - Força de Reação do Solo na Direção Antero Posterior

CAD - Projeto Auxiliado por Computador (*Computer Aided Design*)

CEPRED - Centro de Prevenção e Reabilitação do Portador de Deficiência

CG - Centro de gravidade

CM - Centro de massa (*análogo a centro de gravidade*)

COM - Centro de massa (*Center of Mass*)

CP - Centro de Pressão

CvMob - *Computational Vision Mobility*

FD – Frontal Direita

FE – Frontal Esquerda

Fea - Análise por Elementos Finitos (*Finite Element Analysis*)

FRS - Força de Reação do Solo

Led – Diodo Emissor de Luz (*Light Emitting Diode*)

MEF – Método dos Elementos Finitos

ML - Médio Lateral

SG – Extensômetro (*Strain Gauge*)

SUS - Sistema Único de Saúde

TDE – Célula Traseira Direita Externa

TDI - Célula Traseira Direita Interna

TEE - Célula Traseira Esquerda Externa

TEI - Célula Traseira Esquerda Interna

VRFS - Força de Reação do Solo Vertical

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1. OBJETIVO GERAL	15
1.2. OBJETIVO ESPECÍFICO	15
1.3. JUSTIFICATIVA	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1. CONCEITOS SOBRE BIOMECÂNICA E EQUILÍBRIO POSTURAL	16
2.1.1. Biomecânica	16
2.1.2. Posturologia e Equilíbrio	17
2.2. PLATAFORMA DE FORÇA	20
2.2.1. Elementos Sensores da Força em Plataformas	22
2.2.1.2. <i>Sensores de Força Piezelétricos</i>	23
2.2.1.3. <i>Sensores Extensométricos de Força</i>	26
2.2.1.4. <i>Sensores de Pressão Capacitivos</i>	27
2.3. CÉLULA DE CARGA EXTENSOMÉTRICA	33
2.3.2. O Extensômetro (Strain Gauge).	37
2.3.3. Ponte <i>wheatstone</i>	43
3. MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1. MODELAGEM 3D DA BASE MECÂNICA DA PLATAFORMA	49
3.2. FERRAMENTAS DE AUXILIO AO PROJETO MECÂNICO	52
3.3. INTERFACE ELETRÔNICA	59
3.4. A LÓGICA EMBARCADA	62
3.5. O SOFTWARE E A INTERFACE COM USUÁRIO	64
3.6. LISTAS DE MATERIAIS UTILIZADOS	65
3.7. CALIBRAÇÃO E TESTES	66
RESULTADOS FINAIS	72

1. INTRODUÇÃO

O Brasil é um país com grandes contrastes sociais e econômicos e, neste contexto, o envelhecimento populacional emerge como uma questão a ser discutida, devido ao aumento do número de idosos atendidos no Sistema Único de Saúde (SUS) e o impacto que isso provoca nos programas de saúde.

Durante o envelhecimento evidencia-se uma associação entre doenças crônicas e declínio funcional (SBRITT *et al*, 2007). Quanto mais comprometida a capacidade funcional do indivíduo maior a carga sobre a família e o sistema de saúde e menor qualidade de vida plena à que todo indivíduo tem direito (GURALNIK e LACROIX, 1996). A capacidade funcional define-se como a habilidade física e mental para vida independente e autônoma.

Qualquer pessoa que chegue aos oitenta anos, inserida no convívio social, gerindo sua vida de forma independente e determinando suas atividades de lazer é um exemplo de envelhecimento bem sucedido (RAMOS, 2003). O que leva a compreender porque a saúde é cada vez menos caracterizada pela presença ou não de doenças e sim pelo grau de preservação da capacidade funcional. (OMS, 2003)

Atualmente os Serviços Públicos de Fisioterapia e de Reabilitação no estado da Bahia não contam com tecnologia que permita ao usuário ter acesso a um diagnóstico objetivo da capacidade funcional. Isso acarreta dificuldades na aferição objetiva das variáveis físicas do movimento impedindo a crítica à evolução dos processos e das alternativas terapêuticas.

A cada dia, novas tecnologias estão sendo desenvolvidas nos Laboratórios das Universidades para analisar o movimento do corpo humano.

Na UFBA no Laboratório de Física Nuclear do Instituto de Física foi desenvolvido e validado um *software* livre denominado Computational Vision Mobility (CvMob) (VINHAS *et al*, 2008). Esse *software* utiliza técnicas de Visão Computacional no estudo de problemas físicos do movimento. O CvMob foi desenvolvido em linguagem C++, utilizando o framework QT4 e a biblioteca de visão computacional OpenCV. O CvMob é capaz de caracterizar objetivamente as propriedades mecânicas do movimento através de flutuações. A partir de um vídeo da seqüência de movimentos realizados pelo paciente o CvMob é capaz de determinar a posição, velocidade, aceleração e o vetor direção de pontos

previamente marcados no vídeo, estes pontos podem ser parte do corpo do paciente onde deseja-se medir estes dados.

Dentro deste contexto outro equipamento foi desenvolvido em paralelo, ao qual se refere este trabalho. Trata-se de uma plataforma de força que foi desenvolvida no Laboratório de Propriedades Óticas (LaPO) do Instituto de Física da UFBA. Esse instrumento é capaz de medir as reações de força do indivíduo sobre uma plataforma durante a realização dos movimentos. O equipamento pode ser utilizado para estudos posturais, equilíbrio e estabilidade do corpo humano.

Esses dois instrumentos de precisão desenvolvidos na UFBA, por um lado, representam a democratização da Universidade oferecendo à população acesso a produtos que melhoraram sua qualidade de vida e abre o campo da inovação tecnológica para o fisioterapeuta facilitando a análise da capacidade funcional em indivíduos ou em populações mais necessitadas que permitam elaborar estratégias que ajudem a mitigar o declínio funcional.

Por outro lado essa tecnologia é promissora para a produção do conhecimento especialmente destinada a alunos do Curso de Fisioterapia, recentemente instalado no Instituto de Ciências da Saúde da UFBA.

Muitos centros de pesquisa de saúde que procuram tratar de certos tipos de doenças ou anomalias nem sempre dispõem de apoio governamental ou possuem recursos suficientes para adquirir equipamentos que possibilitem uma diagnose mais precisa ou auxiliem nos tratamentos dos pacientes. Para suprir esta necessidade, alguns destes centros de saúde procuram parcerias no meio acadêmico, incentivando a pesquisadores de outras áreas a desenvolver dispositivos que os auxiliem em suas pesquisas.

Essa parceria é bastante comum no ambiente das universidades públicas principalmente nas federais, onde pesquisadores das áreas de engenharia, física, computação, e outras afins auxiliam desenvolvendo equipamentos ou dispositivos computadorizados que ajudam os profissionais de saúde nos estudos de certas doenças ou pesquisas na área de saúde.

O projeto aqui descrito é fruto de uma dessas parcerias. Todo o projeto da plataforma de força é descrito no transcrito deste trabalho.

1.1. OBJETIVO GERAL

Projetar/desenvolver um plataforma de força para fins biomédicos aplicada à estudos biomecânica, posturologia, estabilometria, equilíbriometria, etc.

1.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

- Projetar base sustentação mecânica da plataforma de força, localizar os sensores força abaixo da mesma;
- Projetar interface de aquisição de dados, condicionar os sinais elétricos e pré-amplificá-los;
- Desenvolver *software* embarcado de conversão analógica/digital e comunicação via protocolo RS-232;
- Desenvolver *software* para receber os dados via serial, tratá-los e mostrar em interface gráfica na tela do PC as informações relevantes ao usuário, no caso o profissional de saúde;
- Calibrar e aferir medidas de teste para validação do equipamento.

1.3. JUSTIFICATIVA

A relevância deste estudo vem da carência existente deste tipo de equipamento nos centros de reabilitação, dado o custo de aquisição dos modelos comerciais, e como o uso deste pode facilitar e ajudar nos diagnósticos pelos profissionais de saúde durante o acompanhamento de pacientes.

Outro fator que torna importante este estudo é o fato de não haver registros de estudos e/ou desenvolvimentos de equipamentos do gênero no estado Bahia. O estímulo vem de um grupo de pesquisadores que desenvolvem um estudo de padrões biomecânicos, utilizando visão computacional, através de um software desenvolvido pelo próprio grupo de pesquisa, o qual considera fundamental a utilização de uma plataforma de força para auxiliá-los nas pesquisas e enriquecer ainda mais os dados captados em seus estudos.

A proposta no presente trabalho é desenvolver um equipamento que possa ser portátil, de modo que se possa levar o equipamento até o paciente e não contrário como é feito geralmente.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. CONCEITOS SOBRE BIOMECÂNICA E EQUILÍBRIO POSTURAL

2.1.1. Biomecânica

A Biomecânica é considerada um ramo da bioengenharia e da engenharia biomédica. A bioengenharia é um campo interdisciplinar em que os princípios e métodos da engenharia, as ciências básicas e a tecnologia se aplicam para desenhar, avaliar e fabricar equipamentos para uso em medicina além de compreender, definir e resolver problemas na fisiologia e na biologia. (NORDIN e FRANKEL, 2004).

A Biomecânica utiliza as aplicações da mecânica clássica para análise de sistemas biológicos e fisiológicos.

A Biomecânica trata de analisar, quantificar e compreender relações básicas entre forças atuantes e movimentos ou deformações resultantes do tecido. Esta ciência torna-se base de medidas para cirurgias, tratamentos de reabilitação, área de instrumentação, sendo, ainda, extremamente aplicada ao esporte e à ciência do esporte e não menos importante à indústria de produtos esportivos, próteses, etc. (RIEHLE, 2003 *apud* FERREIRA, 2003)

A Biomecânica, ciência que, dentre outras funções, encarrega-se de estudar os processos mecânicos dos corpos vivos, está em evolução nos mais diversos âmbitos, inclusive na área de equilíbrio e postura. Assim, esta passa a ser ferramenta fundamental para o entendimento e, conseqüentemente, para a construção de equipamentos e instrumentos que visem ao tratamento de pessoas que possuam patologias que comprometem o sistema locomotor. (FERREIRA, 2003).

A evolução da Biomecânica é evidente em nível mundial, nos mais diversos ramos, comprovadamente no desenvolvimento dos métodos e procedimentos utilizados nas atuais pesquisas científicas, relacionados ao aparelho locomotor, e exigência tecnológica nos estudos da locomoção humana. (RIEHLE, 2003 *apud* PORTO, 2005)

Os instrumentos utilizados para analisar componentes do movimento humano desenvolveram-se muito durante a última década. Os motivos para tal progresso são

devidos ao avanço na instrumentação e tecnologia por meio da melhoria da sensibilidade e precisão das medidas, além da diminuição no tempo de coleta de dados, tornando o uso destes equipamentos mais viável. (FRONTERA; DAWSON e SLOVICK, 2001 *apud* FERREIRA, 2003)

2.1.2. Posturologia e Equilíbrio

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva. (DUARTE, 2010)

A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. (ZATSIORSKY, 1998 *apud* DUARTE, 2010)

Durante atividades da vida diária, é adotada pelo ser humano uma infinidade de posturas. Mesmo quando se decide ficar parado na postura em pé ou postura ereta estática, oscila-se. Assim um termo mais adequado seria postura ereta semi-estática. (DUARTE, 2010)

Gagey e Weber (2000) (*apud* FREITAS, 2010) descrevem o corpo humano como sendo um pêndulo invertido, suspenso sobre uma base que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura.

Muitas são as nomenclaturas adotadas para o estudo da postura humana: Posturologia, Equilibrimetria, Posturografia (computadorizada), Estabilometria, Estabilografia, Estatocinesiografia, sendo, estes três últimos, conceituados como a medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano. (TEREKHOV, 1976 *apud* DUARTE, 2000)

O sistema de controle postural é responsável pela manutenção do equilíbrio do corpo, que conta com funções do sistema sensorial que informam a posição relativa dos membros, o sistema motor que atua corrigindo a posição dos membros, atuando sobre os músculos e o sistema nervoso que realiza a integração do sistema sensorial com o sistema motor. (DUARTE, 2010)

O centro de gravidade (CG) do corpo está ligado diretamente ao equilíbrio. O CG é definido pelo ponto no corpo onde o somatório das forças gravitacionais distribuídas é igual a zero. (DUARTE, 2010)

Segundo Duarte (2010), o equilíbrio do corpo depende das forças atuantes sobre o mesmo, sejam elas externas (gravidade e reação do solo) ou internas (perturbações fisiológicas tipo batimentos cardíacos e respiração), onde o somatório das forças deve ser zero ($\Sigma F=0$), porém, isso só ocorre momentaneamente assim o corpo permanece em constante busca de equilíbrio.

Normalmente na postura ereta quieta, as forças são muito pequenas, o que resulta em pequenas oscilações do corpo, de forma que, em um adulto saudável, elas são quase imperceptíveis. Essa condição pode ser considerada como uma condição de equilíbrio. (DUARTE, 2010)

O limite de estabilidade na postura vertical estática pode ser definido como a distância em que a pessoa está disposta e é capaz de se mover, sem perder o equilíbrio corporal ou alterar a base de sustentação, área delimitada pelas bordas externas dos pés em contacto com a superfície de apoio. (SHUMWAY-COOK *et al*, 2003 *apud* GAZZOLA *et al*, 2008)

A posturografia é a técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou uma variável associada, quando se deseja realizar uma análise quantitativa. Esta análise pode ser estática, avaliando apenas condições de equilíbrio em repouso, ou dinâmicas, quando associadas à realização de alguma tarefa ou inserção de perturbação à condição de equilíbrio. (DUARTE, 2010)

A medida comumente extraída é a localização do centro de pressão (CP), que se trata do ponto de aplicação da resultante das forças atuantes sobre a superfície de suporte, que é definida pela área do polígono formado pelas bordas laterais dos pés. (DUARTE, 2010)

O CP é uma medida de deslocamento e é dependente do CG do corpo. A oscilação do CG representa, realmente, uma oscilação do corpo (balanço). Já a oscilação do CP indica uma resposta neuromuscular ao balanço do CG. As diferenças entre o CG e CP são devidas a efeitos dinâmicos e, quanto menor for a frequência de oscilação do corpo, menores serão as características dinâmicas na posição de equilíbrio. (DUARTE, 2000 *apud* FERREIRA, 2003)

A Figura 1 ilustra a relação entre essas grandezas para diferentes instantes da postura ereta. O CP indica a posição do vetor resultante da força de reação do solo (FRS). Este vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao apoio.

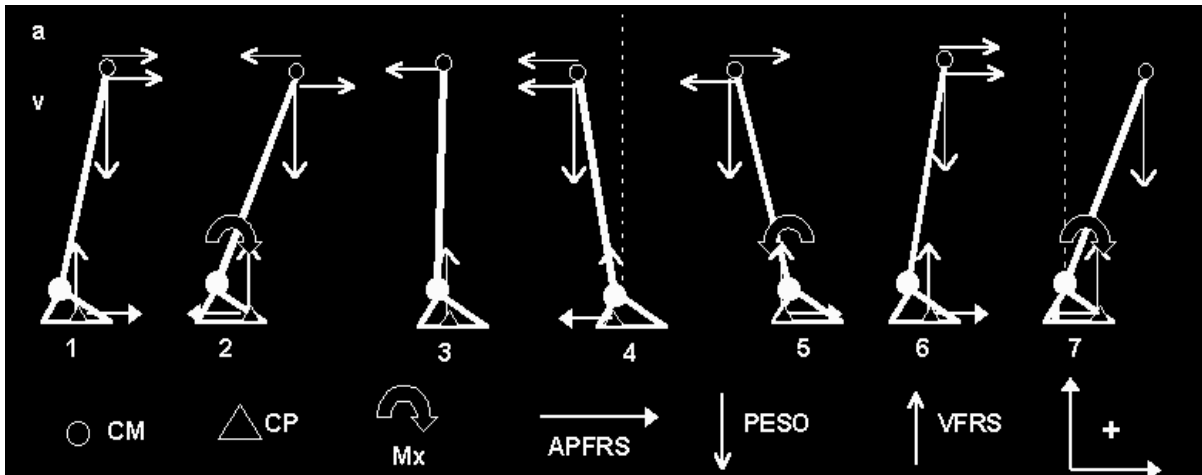


Figura 1: Representação da relação entre CP e CM na postura ereta.
Fonte: Mochizuki, Amadio 2003.

Podemos ver na Figura 1 as distâncias do CP e centro de massa (CM), o vetor peso ($m.g$), o vetor *força de reação do solo vertical* (VFRS) e a *força horizontal na direção antero-posterior* (APFRS) aplicada no solo pelo sujeito e os vetores representativos para a velocidade (v) e aceleração (a) angulares em sete instantes diferentes. (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003)

O deslocamento anterior do CM (velocidade v e aceleração a positivas) favorece o balanço posterior do corpo. Para evitar a queda, APFRS (componente antero-posterior da força de reação do solo) migra para direção posterior. Ao mesmo tempo, há o deslocamento anterior do CP, passando pela posição em que as forças horizontais aplicadas no corpo são iguais a zero (instante quando a posição do CP e do CM são iguais) até que o balanço anterior cesse. Contudo, APFRS causa além do fim do balanço anterior, o início do balanço posterior. Este balanço posterior, para ser contrabalançado implica no deslocamento posterior do CP e o aumento de APFRS, analogamente ao balanço anterior. Esta situação é contínua, alternando-se balanços posteriores e anteriores do CP e CM. (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003)

É clinicamente impossível verificar as oscilações posturais. O fenômeno é tão sutil que escapa completamente ao olhar. É necessário um instrumento de mensuração (estabilômetro). Antes dos parâmetros estabilométricos, a mensuração da estabilidade postural ortostática era realizada às cegas (através de alegações dos pacientes), e por provas funcionais que não são específicas. (GAGEY e WEBER, 2000 *apud* TSUTIYA, 2006)

O avanço na quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal, nas últimas três décadas, deve-se ao desenvolvimento tecnológico das plataformas de

força, bem como ao avanço em processamento de sinais. (DUARTE, 2000 *apud* FERREIRA, 2003)

Em exames de posturografia computadorizada (ou estabilometria), as oscilações do CP são monitoradas, enquanto o indivíduo permanece em pé sobre uma plataforma de força. (SANTANA e GONÇALVES, 2002 *apud* FERREIRA, 2003)

2.2. PLATAFORMA DE FORÇA

A plataforma de força é o equipamento geralmente utilizado para medir o CP. Consiste de uma plataforma apoiada sobre sensores de carga (geralmente 4), capazes de medir as forças nas três direções F_x , F_y e F_z ou analogamente Antero-Posterior (AP), Médio-Lateral (ML) e Vertical respectivamente, ou também podem medir os momentos em torno dos eixos M_x , M_y e M_z , como ilustra a Figura 2. (DUARTE, 2010)

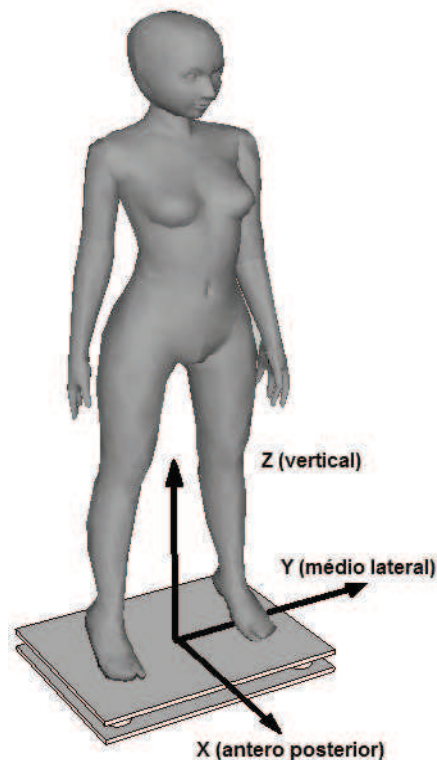


Figura 2: Representação tridimensional do sistema de coordenadas sobre a plataforma de força.

Oliveira *et al*, (2000) (*apud* FERREIRA, 2003) descrevem a Estabilometria como um método de análise postural, através da mensuração das oscilações do corpo, auxiliada por uma plataforma de força, cujos deslocamentos ântero-posterior e médio-lateral são analisados quanto ao CP.

Plataformas de força comerciais são instrumentos caros; a plataforma mais barata custa cerca de 10 mil dólares. Alguns fabricantes de plataforma de força são AMTI, Bertec e Kistler. (FREITAS, 2006)

Plataformas de força que medem as forças em F_x , F_y , e F_z e os momentos M_x , M_y e M_z são ditas plataformas de força de seis componentes. Versões comerciais deste tipo de plataforma custam na ordem de 20 mil dólares, porem para aplicações em posturografia pode-se utilizar uma plataforma mais barata que mede apenas as componentes verticais e as coordenadas do CP, esse tipo de plataforma é dita plataforma de 3 componentes. (DUARTE, 2010)

As leituras dos dados do CP referem-se a uma medida de posição do ponto de localização do CP em coordenadas cartesianas na superfície da plataforma relativa à posição do paciente em análise a partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, ou seja, a posição do CP nas direções AP e ML. (FREITAS, 2006)

Os dados do CP adquiridos podem ser visualizados de duas formas: por um estatocinesigrama mapa do CP na direção AP versus o CP na direção ML Figura 3 (A) ou por um estabilograma que é a série temporal do CP em cada uma das direções: AP e ML Figura 3 (B). (DUARTE, 2010)

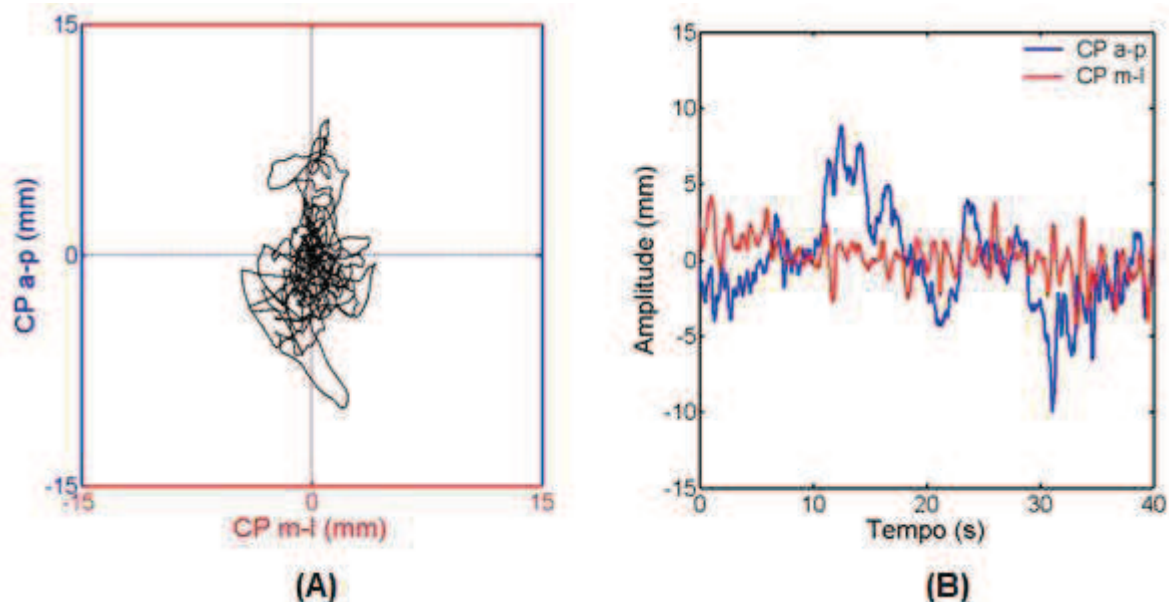


Figura 3: Representação gráfica do: (A) Estatocinesigrama, (B) Estabilograma.
Fonte: FREITAS *et al*, 2010, p. 3.

No que diz respeito a características construtivas de uma Plataforma de força, basicamente trata-se de uma superfície plana apoiadas sobre sensores de carga,

similar a balanças comerciais. A diferença é que a informação extraída de uma balança comercial é força peso resultante da massa sobre a mesma, ou seja, o somatório das forças medidas em cada sensor. Já na plataforma de força, é necessário processar o sinal de cada sensor forma independente para que a partir daí possa ser determinado a variação da posição do ponto de aplicação da força resultante (CP).

No entanto, um aspecto a ser considerado é a quantidade de sensores que é geralmente quatro, um em cada extremidade do retângulo que forma a base de suporte da plataforma. Sabendo-se a intensidade da força em cada um é possível determinar a força resultante sobre a plataforma, e encontrar o ponto na superfície onde as forças se anulam (CP).

Outro aspecto que deve ser considerado é o tipo de elemento sensor da força e a característica física da grandeza que é sensível a força, que será discutido adiante.

2.2.1. Elementos Sensores da Força em Plataformas

2.2.1.1. Sensor de Distância LVDT

Em 1938 Elftman utilizou uma plataforma apoiada sobre molas onde a deformação das molas era proporcional às forças ($F=k.x$) Figura 4. Em 1958 Greene e Morris utilizaram como sensor o Transformador Linear Diferencial Variável (LVDT) que é constituído por uma bobina e um núcleo interno que se desloca no interior da bobina induzindo uma corrente elétrica proporcional ao deslocamento vertical do núcleo. (URQUIZA, 2005)

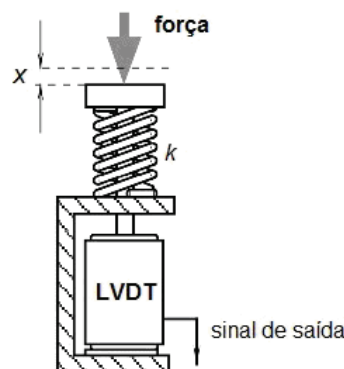


Figura 4: Sensor de força de mola associada a um LVDT.
Fonte: Adaptado de FRADEN 2003 p.325

2.2.1.2. Sensores de Força Piezelétricos

Outro sistema de sensoriamento das forças também utilizado como nos trabalhos de Lauru (1954), Doebelin (1966) citados em Ramey (1975) (*apud* SILVEIRA FILHO, 1997) usa o princípio da piezeletricidade, característica de alguns elementos da natureza como o quartzo, estes quando comprimidos ou tracionados produzem sinais elétricos.

O efeito piezelétrico é a geração de carga elétrica por um material cristalino após submetê-lo ao estresse (tração ou compressão). O efeito existe em cristais naturais, como o quartzo (SiO_2), cerâmica polarizada artificialmente e alguns polímeros, tais como fluoreto de polivinilideno. (FRADEN, 2003)

A palavra piezo vem do grego *piezen*, que significa pressão. Meissner (1927) (*apud* FRADEN, 2003) propôs um modelo bastante explicativo do efeito piezelétrico onde um cristal de quartzo é modelado como uma hélice com um átomo de silício (Si), e dois de oxigênio (O_2), alternando átomos em torno da hélice. Um cristal de quartzo é cortado ao longo de seus eixos x, y e z, assim, a Figura 5 representa a visão ao longo do eixo z em 3 situações.

Em uma única célula de cristal, há três átomos de silício e seis átomos de oxigênio. O oxigênio está sendo agrupado em pares. Cada átomo de silício realiza quatro cargas positivas e um par de átomos de oxigênio realiza quatro cargas negativas (dois por átomo). Portanto, uma célula de quartzo é eletricamente neutra nas condições normais Figura 5. Quando uma força externa (F_x), é aplicada ao longo do eixo x, a rede hexagonal deforma-se. A Figura 5 mostra uma força de compressão que transfere átomos em um cristal de tal maneira que uma carga positiva é construída ao lado do átomo de silício e uma carga negativa ao lado do par de oxigênio. Assim, o cristal desenvolve uma carga elétrica ao longo do eixo y. Se o cristal é esticado ao longo do eixo x Figura 5 uma carga de polaridade oposta é criada ao longo o eixo y, que é resultado de uma deformação diferente. Este modelo simples ilustra que o material cristalino pode desenvolver carga elétrica em sua superfície, em resposta a uma deformação mecânica. (FRADEN, 2003)

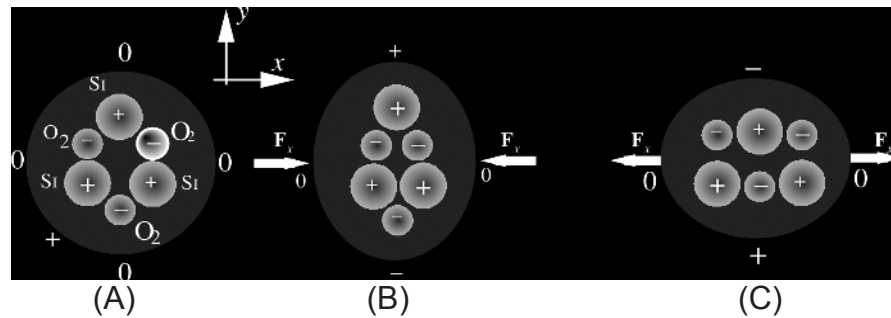


Figura 5: Estrutura atômica do cristal de quartzo, (A) em estado normal, (B) comprimido e (C) tracionado, ao longo do eixo x.
Fonte: FRADEN, 2003, P. 67.

Plataformas de força Piezelétrica utilizam cristais piezelétricos como transdutor de força aplicada. A Figura 6 mostra uma plataforma força piezelétrica da marca Kistler® que consiste em uma placa de vidro apoiada sobre 4 sensores piezelétricos. A placa superior em vidro laminado transparente permite a filmagem da planta do pé.

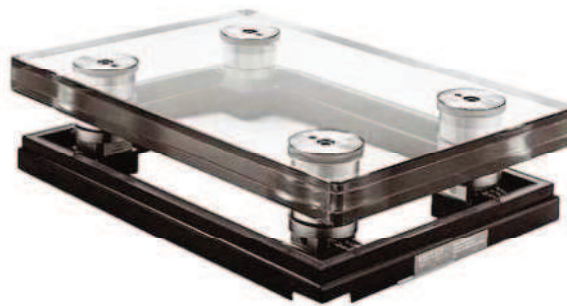


Figura 6: Plataforma piezelétrica da Kistler Inc.
Fonte: URQUIZA 2005.

Essa plataforma é mais indicada para ensaios dinâmicos, do tipo testes de saltos e corrida, devido à característica física dos sensores piezelétrico que apresentam uma melhor resposta às perturbações ocorridas nesses ensaios. A maior frequência natural dos cristais piezelétrico é que lhe conferem esta capacidade o que lhe permite investigar uma maior margem de sinais. (URQUIZA, 2005)

Em contrapartida não responde muito bem a cargas estáticas, exigindo um condicionamento do sinal mais elaborado que implica em um aumento significativo do custo do equipamento (SILVEIRA FILHO, 1997). Segundo a empresa Panambra® importadora para o Brasil seu custo é de aproximadamente R\$ 290 000,00¹, apenas

¹ Valor cotado no dia 26/08/2011

a plataforma sem softwares e acessórios. Realizando-se a importação direta, este valor diminui significativamente.

Outra plataforma que utiliza sensores piezelétricos também comercializada pela Kistler é a GaitWay Figura 7, esta por sua vez é aplicada a ensaios dinâmicos como caminhadas e corridas. Esse equipamento consiste em duas plataformas acopladas abaixo de uma esteira ergométrica onde podem ser ajustados parâmetros como velocidade e inclinação da esteira. O custo de aquisição deste equipamento segundo a Panambra[®] é de aproximadamente R\$ 300 000,00¹.



Figura 7: Esteira Instrumentada Gaitway.

Fonte: KISTLER GAITWAY Disponível em: <http://www.aemedi.es/gaitway.htm>

A Figura 8 mostra os gráficos dos sinais coletados referentes as forças de reação do solo em 2 situações: (A) uma caminha a uma velocidade de 2,5mph e (B) para uma corrida a 7.5mph.

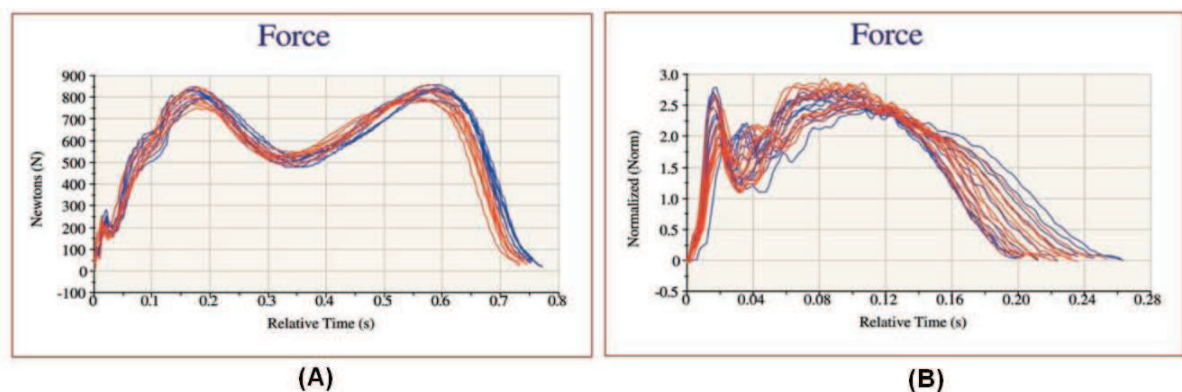


Figura 8: Gráfico das forças de reação do solo captados pela plataforma Gaitway em 2 situações: (A) a 2.45 mph e (B) a 7.5 mph.

Fonte: KISTLER GAITWAY DATA SHEET

Disponível em: <http://www.kistler.com/mediaaccess/000-174a-01.06.pdf> em: 26/08/11.

¹ Valor cotado no dia 26/08/2011

2.2.1.3. Sensores Extensométricos de Força

Outro tipo de plataforma comum são as plataformas que utilizam extensômetros de resistência elétrica (*strain gauge* SG) como sensores de força. Nesse tipo de sensor a resistência elétrica de um condutor é alterada em função da deformação de uma determinada região do corpo do sensor, onde o SG está acoplado. Como esta variação de comprimento do elemento é muito pequena, resulta em pequenas variações do sinal elétrico, de modo que, se faz necessário um arranjo de mais de um extensômetro em forma de ponte, de modo a maximizar a variação do sinal medido (SILVEIRA FILHO, 1997). Este tipo de sensor será melhor discutido no **item 2.3.**

Uma das plataformas comerciais que empregam extensômetros como elemento sensível é a *Balance Plate*[®], fabricada pela *Bertec Corporation* Figura 9 (A), que além da plataforma, possui acessórios para sustentação (simulação de baixa gravidade) Figura 9 (B), bancada para interface gráfica integrada Figura 9 (C) ou ambos conjugados Figura 9 (D). As marcações na superfície da plataforma Figura 9 (A) servem para minimizar erros por falta de padronização da posição dos membros inferiores durante as medidas. (URQUIZA, 2005)

Segundo a empresa Carci[®] representante da Bertec[®] para o Brasil a plataforma modelo FP-4060-08, incluso apenas software e sem os acessórios, custa U\$\$ 17 790,00¹ mais impostos de importação.

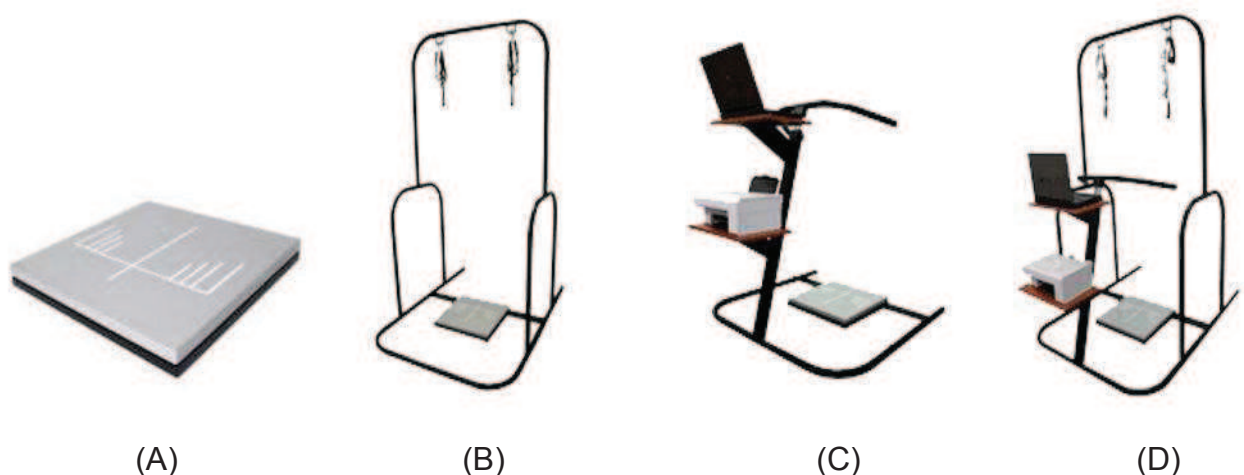


Figura 9: Plataforma de força Bertec.

Fonte: Bertec Corp. Disponível em: <<http://www.bertec.com/products/balance/balancecheck.htm>>

¹ Cotação realizada no dia 01/09/11

2.2.1.4. Sensores de Pressão Capacitivos

Sensores capacitivos são muito populares em muitas aplicações atualmente, a tecnologia de micro-usinagem nos permite fabricar pequenos sensores capacitivos monolíticos. Um diafragma de silício pode ser usado como conversor de pressão para saída elétrica em um sensor capacitivo. Nesse sensor, o deslocamento do diafragma modula capacitância com relação à uma placa de referência. Essa conversão é especialmente eficaz para os sensores de baixa pressão. O principal problema nestes capacitores é um valor relativamente baixo de capacitância por unidade de área (cerca de $2\text{pF}/\text{mm}^2$), resultando em sensores de tamanhos grandes e exigindo que seja montado um circuito de interface como parte integrante do próprio sensor, que realize a comutação de carga entre capacitores, utilizando um cristal oscilador. Ao projetar um sensor de pressão capacitivo, para boa linearidade, é importante manter a planicidade do diafragma. (FRADEN, 2003)

Tradicionalmente, estes sensores são lineares somente para deslocamentos que são muito menores do que a sua espessura. Uma forma de melhorar a faixa linear é construir, aplicando a tecnologia de micro-usinagem, um diafragma com canais e ondulações. Diafragmas Planos são geralmente considerados mais sensíveis do que os diafragmas ondulados com o mesmo tamanho e espessura, no entanto, na presença das tensões no plano de tensão, as ondulações servem para aliviar algumas das tensões, resultando em melhor sensibilidade e linearidade. (FRADEN, 2003)

Esses diafragmas podem ser protegidos contra sobrepressão, incluindo batentes de sobrepressão de ambos os lados do diafragma (para um sensor de pressão diferencial). Isso é especialmente importante para as aplicações de baixa pressão, onde pulsos de alta pressão podem ocorrer. (FRADEN, 2003)

Plataformas de força capacitivas geralmente são utilizadas em estudos de baropodometria (pressão plantar), possuem uma matriz de milhares de sensores capacitivos distribuídos sobre a superfície da plataforma, onde cada um suporta uma pequena parcela da pressão exercida pelos pés do paciente. Esse equipamento também se aplica as análises comuns de equilíbrimetria (estabilograma, estatocinesigrama).

Uma das Plataformas baropodométricas mais conhecidas é a FootWork[®] da AM3/IST[®] Figura 10 que possui 2704 sensores capacitivos calibrados de 7,62 x 7,62mm, dispostos em uma área de 40cm X 40cm de superfície ativa, este equipamento possui um conversor A/D de 16 bits, e a frequência de amostragem de 150Hz, capacidade máxima de carga por captor de 100N e vida útil de um milhão e duzentos mil exames, além de ser alimentada eletricamente pela porta USB do computador. Este equipamento possui um custo relativamente baixo quando comparado a outras plataformas de força. Atualmente ele custa R\$ 12 635,00¹ na Arquipelago, representante da IST no Brasil, já incluindo softwares que se aplica a análises de:

- Distribuição das cargas em condições ortostáticas;
- Estabilometria do paciente em posição estática;
- Transferência dinâmica da carga durante a fase do passo;
- Picos de pressão e tempo de contato no solo;
- Captação de áreas de risco do pé;
- Comparação dos resultados das terapias efetuadas ao longo do tempo;
- Ajuda na realização das orteses plantares.

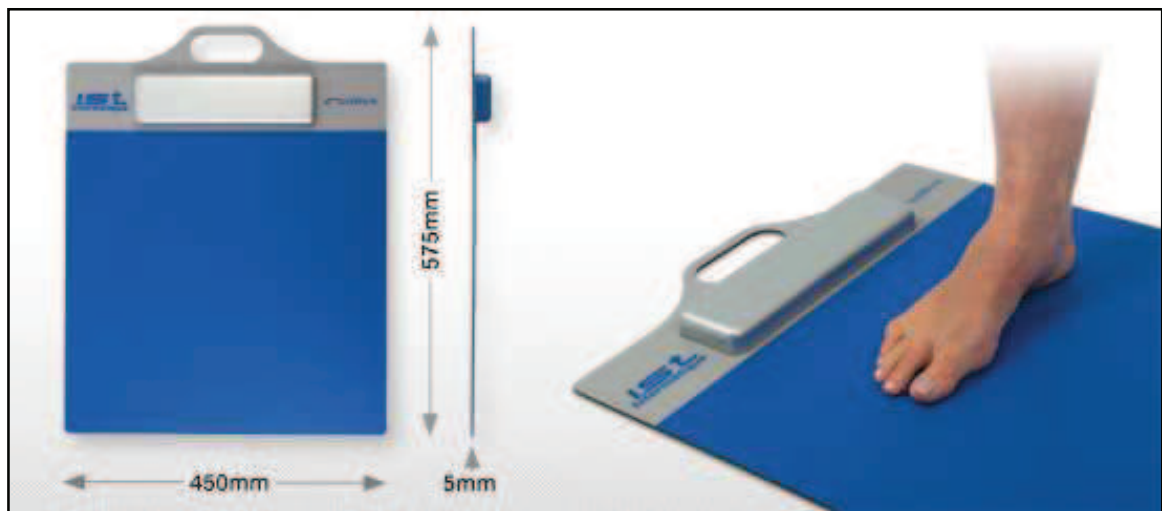


Figura 10: Plataforma Footwork.

Fonte: Mar Systems Disponível em: <http://www.mar-systems.co.uk/Footwork.asp> em: 04/05/11

O software que acompanha a plataforma possui recursos de interface gráfica que permitem ao profissional de baropodometria avaliar: quantificação da duração e da frequência; pressão máxima e média; divisão Anterior e Posterior, Direita e

¹ Valor cotado no dia 25/08/11

Esquerda e por zona; centro de massa Direito e esquerdo; projeção do centro de gravidade; ponto de pressão máxima Figura 11(A) e imagem 3D Figura 11(B).

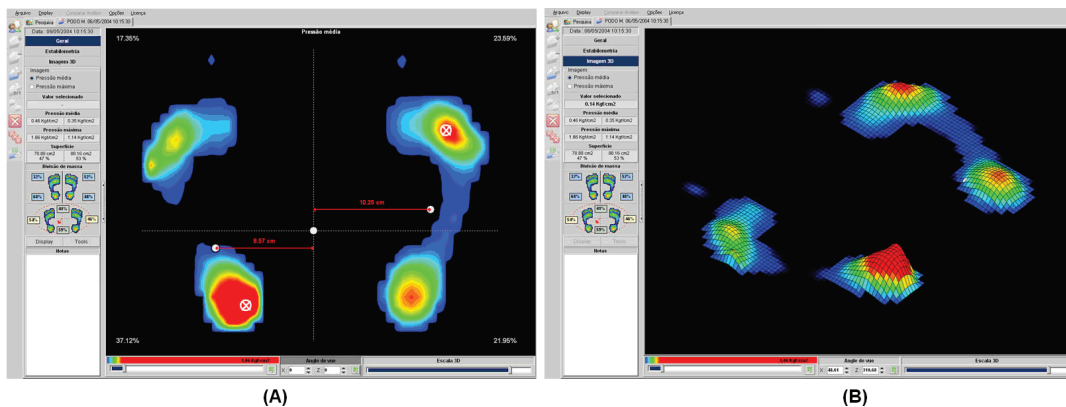


Figura 11: Interface visual do software para análise estática do sistema footwork, (A) 2 dimensões e (B) 3 dimensões.

Fonte: Arquipelago. Disponível em: http://www.arquipelago.com.br/prod_footwork.php em: 25/08/11

Além dos recursos baropodométricos, o software também dispõe de ferramentas para análises posturológicas Figura 12 detalhadas como: Elipse dos centros de massa (estabilograma) para cada um dos pés e para o paciente; oscilações nos planos sagital e frontal; análise muito detalhada do percurso de deslocamento calculado em cm, durante o período de gravação (estatocinesigrama na direção antero-posterior e médio-lateral), para cada um dos pés e para o paciente.

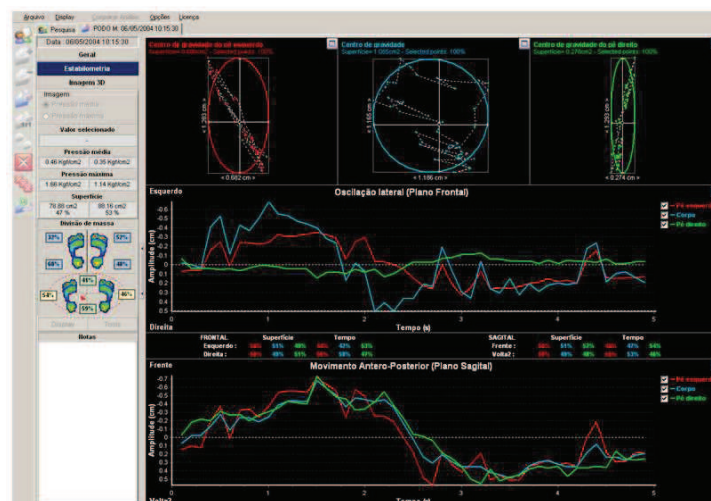


Figura 12: Interface gráfica para análises de posturologia e estabilometria.

Fonte: Arquipelago. Disponível em: http://www.arquipelago.com.br/prod_footwork.php em: 25/08/11

Muitas pesquisas científicas têm sido desenvolvidas utilizando este equipamento como ferramenta de análise postural e equilíbrio, o que mostra que este tem se popularizado, dado as suas vantagens técnicas e econômicas, alguns destes trabalhos serão citados no item a seguir.

2.2.2. Algumas Aplicações De Plataformas De Força Em Estudos De Posturologia E Equilibrimetria.

Com relação à finalidade do uso das plataformas de força em análises clínicas e/ou biomecânicas, podemos dizer que esses instrumentos mensuram a troca de forças entre o sujeito e a superfície da plataforma de força, durante a execução de uma determinada tarefa motora. (FERREIRA, 2003)

Os sinais posturográficos representam um indicador, mesmo que indireto, de como o sistema de controle motor é capaz de organizar os segmentos corporais para resolver problemas do equilíbrio. Através de teste de postura ereta quieta, as plataformas de força podem ser úteis para o estudo do controle de retroalimentação do indivíduo, bem como para a capacidade ou ajustes antecipatórios. (FERREIRA, 2003)

Em Tsutiya (2006) é utilizada uma plataforma de força capacitiva com 2704 captadores do sistema *Footwork*, Figura 10, para realizar a análise comparativa do equilíbrio postural em idosos parkinsonianos e não parkinsonianos através de parâmetros estabilométricos como velocidade de deslocamento e deslocamento radial Figura 13, onde foi selecionado um grupo de pacientes composto por 26 idosos com doença de Parkinson e 25 idosos sem a doença, além de um grupo de controle constituído por 20 adultos com idade média de 36 anos.

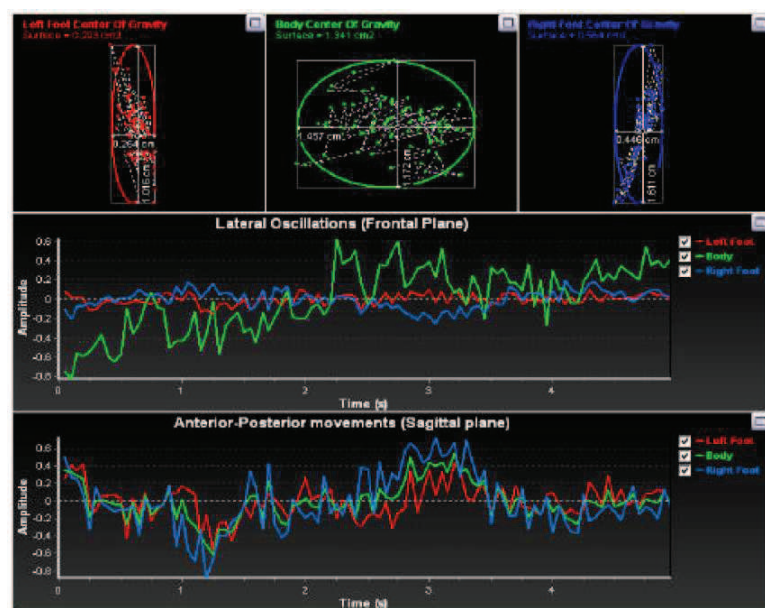


Figura 13: Representação gráfica em forma de Estabilograma dos dados capturados de um dos pacientes pelo footwork.

Fonte: TSUTIYA, 2006, p. 39.

Analisando os dados coletados em seu estudo Tsutiya (2006) concluiu que os idosos parkinsonianos e não parkinsonianos apresentaram a velocidade de deslocamento e o deslocamento radial com diferenças estatísticas não significativas. Já entre os grupos de idosos não parkinsonianos houve um aumento significativo nesses parâmetros em relação ao grupo de controle. Esses dados estavam, provavelmente, ligados às modificações próprias do envelhecimento que tendem a proporcionar um aumento na oscilação, sendo que esse resultado condiz plenamente com dados da literatura.

Monteiro *et al* (2007) realizaram um estudo da influência da dança de salão no equilíbrio dinâmico de mulheres idosas, em um grupo de 45 voluntárias divididas em 3 grupos: o primeiro, composto por 15 mulheres idosas não praticantes de atividades físicas com idade média de 65 anos; o segundo composto por 15 mulheres idosas praticantes de dança de salão, também com idade média de 65 anos e o terceiro grupo (grupo de controle) composto por mulheres jovens sedentárias, com idade média de 25 anos.

Todas as voluntárias passaram por análise quantitativa de marcha em uma esteira instrumentada do sistema *Gaitway* da *Kistler Inc*. Figura 7, que possui duas plataformas de força abaixo da esteira. Nessa esteira, foi possível controlar a velocidade e a inclinação durante a marcha. Foi possível também coletar as variáveis relacionadas à Força Vertical Resultante de Reação do Solo.

Nesse estudo Monteiro *et al* (2007) concluíram que durante a marcha em plano horizontal, mulheres idosas sedentárias apresentaram uma diminuição da força de impacto, força de propulsão do corpo para frente, bem como da distribuição de peso corporal, quando comparado aos valores apresentados por idosas praticantes de dança de salão e mulheres adultas jovens.

Os mesmos autores concluíram ainda que a dança de salão promoveu benefícios, como manutenção do equilíbrio dinâmico para a amostra analisada, visto que os valores do centro de pressão, bem como de outras variáveis apresentadas pelas praticantes de dança foram semelhantes aos valores apresentados pelas mulheres adultas jovens. Portanto, a falta de atividade física em idosas é refletida em uma diminuição acentuada na força de impacto, de propulsão e da distribuição da força de impacto, o que ele sugere ser uma eventual tentativa de manutenção do equilíbrio por parte das mulheres analisadas neste estudo. Assim sendo o uso da

dança de salão como modalidade terapêutica, pode atuar na manutenção das condições relacionadas ao equilíbrio em mulheres idosas.

Esse tipo de equipamento utilizado por Monteiro *et al* é comum em casos de análises dinâmicas, não só do equilíbrio, mas também dos esforços contra a superfície de suporte, por exemplo, o impacto ocorrido em corridas, como citado em Silveira Filho (1997), onde ele implementa uma esteira ergométrica convencional com plataformas de força sob a cinta rolante, para avaliar impactos durante a marcha humana. A Figura 14 mostra um esquemático do sistema montado.

Silveira Filho (1997) destaca a dificuldade deste arranjo, por conta de perturbações mecânicas como: vibração do sistema motor/correia; e atrito da esteira sob a plataforma que inserem ruídos nos sinais adquiridos.

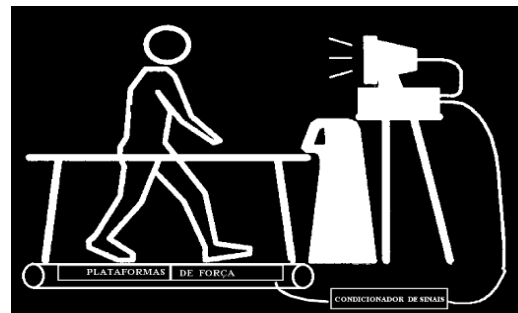


Figura 14: Esquemático do sistema de esteira sob plataformas de forças.
Fonte: Dingwell e Davis (1996) *apud* Silveira Filho (1997).

Para entender melhor o estudo realizado por Silveira Filho (1997), é preciso conhecer um pouco sobre a estrutura óssea do pé humano, que é a seguinte:

O pé é dividido em três segmentos: retropé (o tálus e o calcâneo formam o segmento posterior); mediopé (o navicular, o cubóide e os três cuneiformes formam o segmento mediano); e antepé (cinco metatársicos e quatorze falanges constituem o segmento anterior) Figura15 . (KISNER e COLBY, 2005 *apud* FREITAS, 2006)

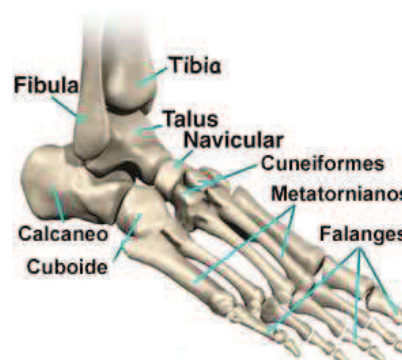


Figura 15: Ossos que constituem o pé humano.

Fonte: SKATE SAÚDE

Disponível em: <http://skatesaude.blogspot.com/2009/09/lesoes-no-pe.html>

Voltando ao estudo de Silveira Filho (1997), a Figura 16 ilustra um sinal de marcha de indivíduo descalço, adquirido pelo software de aquisição de dados (SAD), que compõe parte do equipamento montado. Nota-se, neste caso, a diferenciação dos picos F1 e F2. A força F1 é a causada pelo impacto do calcâneo na esteira. A força F2 é a força de impulsão que projeta o indivíduo para frente. Isto pode ser explicado pelo impacto do calcâneo e dos metatarsos, sem o amortecimento do solado macio do calçado, na maioria das vezes compostos especiais de borracha.

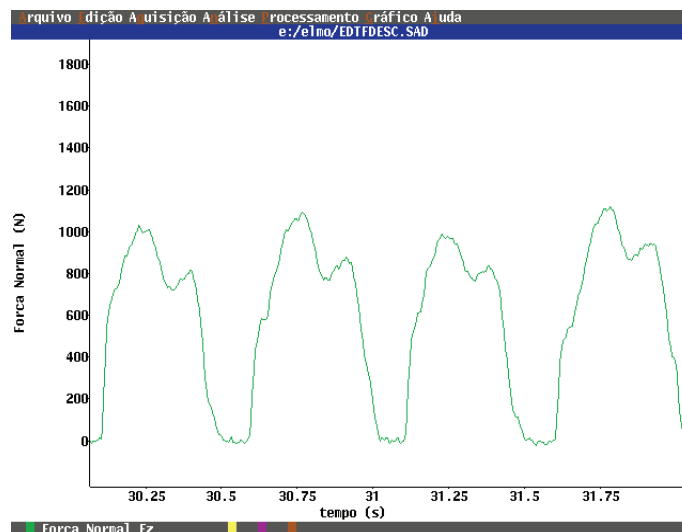


Figura 16: Sinal de marcha de indivíduo descalço, componente normal Fz.
Fonte: Silveira Filho (1997) p. 60.

2.3. CÉLULA DE CARGA EXTENSOMÉTRICA

São os sensores capazes de medir esforços ou forças peso, atuantes sobre o corpo do sensor, desde que a força promova uma deformação mecânica neste. São largamente utilizados em situações onde deseja medir força, carga ou peso, como por exemplo, balanças eletrônicas.

A forma física de uma célula de carga depende muito da finalidade da medida e da intensidade da carga a ser medida.

O que realiza a transdução da força/deformação mecânica em sinal elétrico de forma proporcional é um componente denominado de extensômetro de resistência elétrica, mais conhecido por seu termo em Inglês *strain gauge* (SG), que será discutido no item **2.3.2**.

Em seguida é apresentada algumas aplicações de células de cargas extensométricas e suas características.

2.3.1. Células de Carga, Arquitetura e Aplicações

Muitas são as aplicações de células de carga em sistemas de pesagem, seja em balanças comerciais de pequena quantidade de carga (até 100 kg), ou aplicações industriais como silos de grãos, balanças rodoviárias, ou sistemas portuários de transporte aéreo de cargas e armazenamento, que operam a cargas de grande intensidade (10 a 100 toneladas ou mais).

Para aplicações de pequenas cargas, como balanças comerciais, existem uma gama muito grande de modelos de células de carga com geometrias variadas. As mais comuns são as células tipo **S** Figura 17, que operam tanto sofrendo compressão (A) e (c) ou sofrendo tração (B). Nesta geometria, os *strain gauges* estão acoplados no interior do círculo central que se deforma saindo da forma circular para uma forma oval, a medida que a célula é comprimida ou tracionada. Este efeito será melhor discutido item 2.3.2.

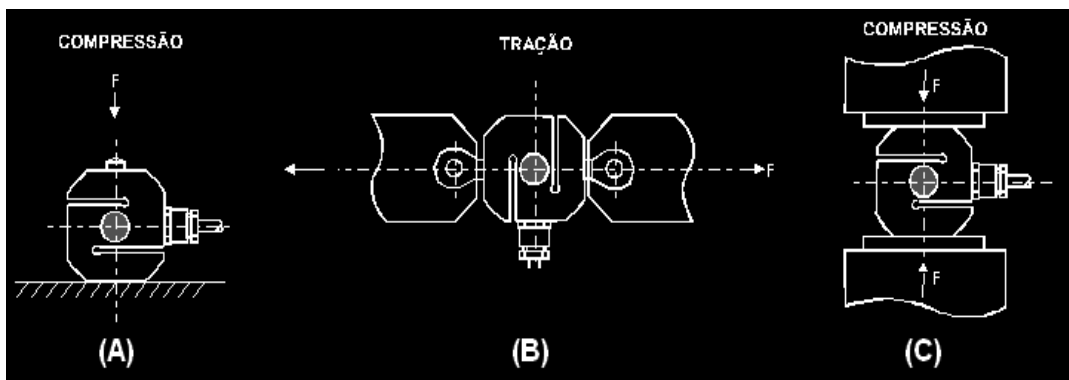


Figura 17: Células de carga em forma de S em 3 possibilidades de montagem.

Fonte: CÉLULA DE CARGA, 2011 Disponível em: <http://www.celuladecarga.com.br/celulas/tf-310.gif>

Outro tipo comum de célula para aplicações em balanças comerciais são as células chamadas de dupla viga engastadas Figura 18 (A), devido a sua arquitetura que permite uma fácil montagem, simplificando a mecânica das balanças Figura 18 (C) e pelo fato de ser insensível a cargas excêntricas (não sensível a momentos laterais). A Figura 18 (B) mostra onde estão acoplados os *strain gauges* neste tipo de arquitetura. Esta região é onde está localizada a maior tensão durante a flexão do corpo da célula.

Para aplicações onde a intensidade de carga ultrapassa a tonelada, como os sistemas de pesagem rodoviários e ferroviários, silos de armazém, guindastes, pontes rolantes, existem arquiteturas de células mais adequadas.

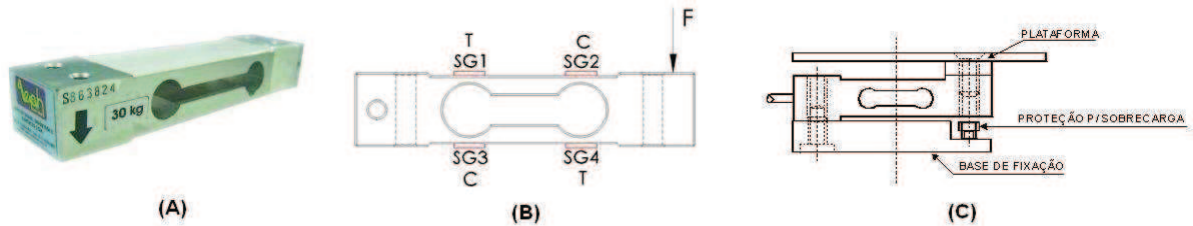


Figura 18: Célula de carga do tipo duas vigas engastadas.

Fonte: FLOY, 2011; CARER, 2011; CÉLULA DE CARGA, 2011.
 Disponível em: http://www.floy.com.br/img/class/102009/SPL_16191.jpg
 Disponível em: <http://hermes.ucs.br/ccet/demc/vjbrusam/inst/cel61.pdf>
 Disponível em: <http://www.celuladecarga.com.br/celulas/tf-900.gif>

Um dos tipos de célula é a célula de carga do tipo placa também conhecida como panqueca (*pancake*) Figura 19 (A). Nesse tipo de célula os *strain gauges* estão acoplados a uma superfície plana no interior do corpo cilíndrico, e as forças são aplicadas no lado externo ao centro do disco, promovendo a flexão do mesmo. Essas forças podem ser compressivas Figura 19 (B) ou trativas Figura 19 (C), bastando para isso, que haja um furo roscado no centro do disco e na base da célula para acoplamento do sistema de tração.

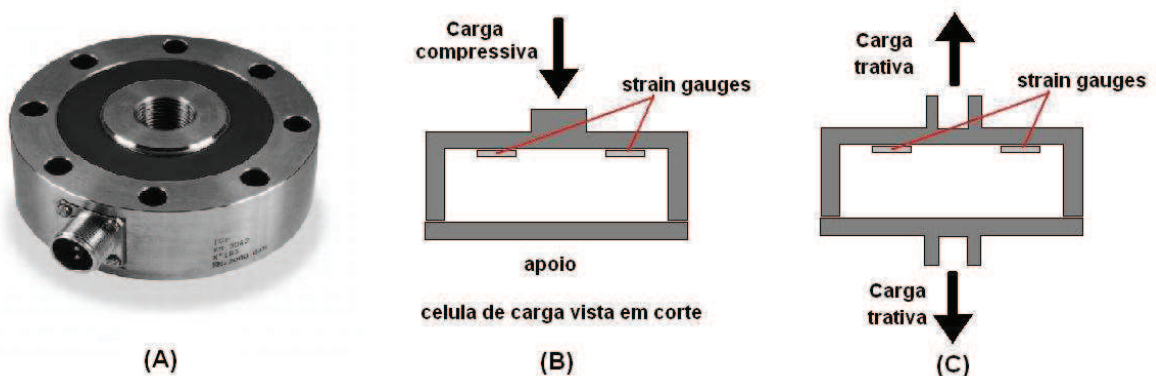


Figura 19: Células de carga de placa (A), vista corte para a compressão (B) e vista em corte para tração (C).

Fonte: SENSORES DE MEDIDA, 2011.
 Disponível em: http://www.sensores-de-medida.es/uploads/img/celula_tipo_pancake_fn3042.jpg

Para pesagem de cargas suspensas ou sistemas de segurança de limitação de carga em elevação, um sistema muito utilizado é a chamada manilha dinamométrica Figura 20 (A) que é acoplada nas extremidades dos cabos de aço dos sistemas de elevação de cargas. Neste caso, a célula de carga está localizada no pino da manilha chamado de eixo dinamométrico Figura 20 (B). A força exercida pela carga em oposição à força do apoio Figura 20 (C) promove uma flexão do eixo, causando uma deformação nos pontos onde estão acoplados os *strain gauges* no interior do eixo.

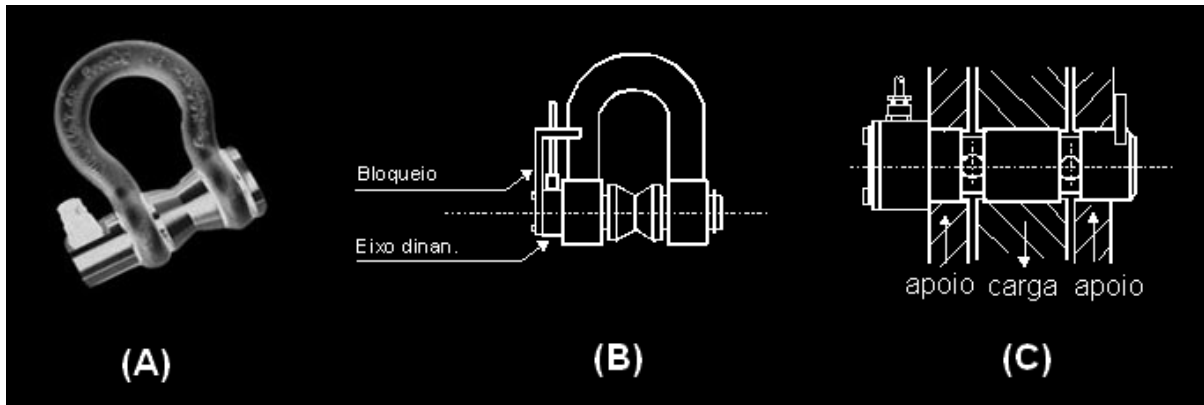


Figura 20: Manilha dinamométrica.

Fonte: LÍDER BALANÇAS, CÉLULA DE CARGA, 2011

Disponível em: http://www.liderbalancas.com.br/2011/imagens/produtos_html/imagens_produtos/celulas/MN_1t-500t.jpg Disponível em: <http://www.celuladecarga.com.br/celulas/tf-900.gif>

Outro sistema que pode ser utilizado para monitoramento de cargas suspensas é a célula de carga fabricada pela Seyconel automação, modelo SEY WLFN2 Figura 21, que pode ser acoplada externamente num determinado ponto do cabo de aço, atuando em conjunto com o limitador de carga, tanto seja para aplicação em pontes rolantes, monovias e talhas, como para medição de tensão em cabos de aço, nesse tipo de célula a tração do cabo de aço promove a flexão da célula de carga.

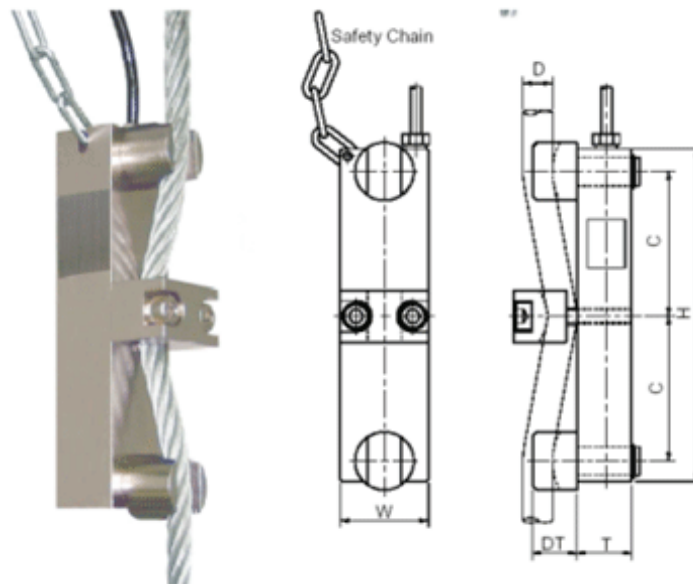


Figura 21: Célula de carga Modelo SEY WLFN2 da SEYCONEL

Fonte: SEYCONEL AUTOMAÇÃO 2011

Disponível em: <http://www.seyconel.com.br/index.php/limitador-de-carga/controlador-bs270>

Além das aplicações em sistemas de pesagem existem outras aplicações como, por exemplo, na indústria automobilística. Em Cajuhi (2010) é implementado um sistema de medição dos esforços através do deslocamento da suspensão de

automóveis, utilizando uma célula de carga extensométrica em forma de **C** Figura 22 (A), com o objetivo de se monitorar esses esforços, além de oferecer parâmetros para possíveis ajustes em alguns outros sistemas como, por exemplo, a regulagem automática da altura dos faróis, que depende da altura da suspensão que varia em função da carga que o veículo transporta. O sistema implementado é montado anexo a suspensão do veículo conforme Figura 22 (B).

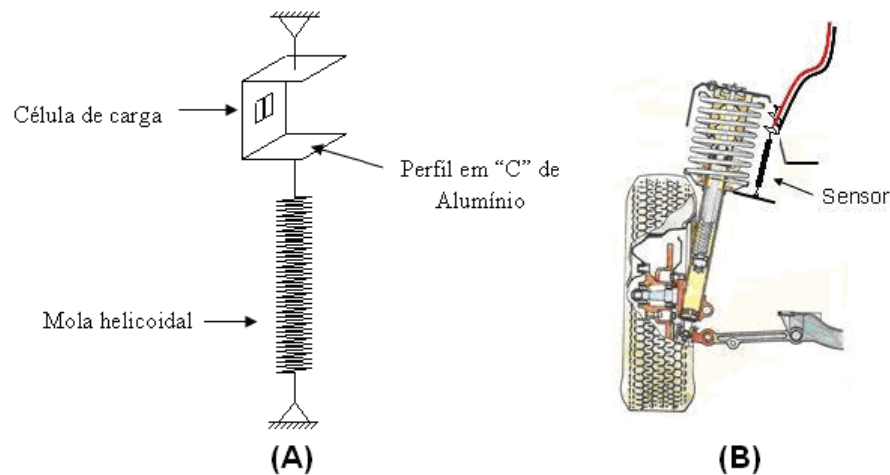


Figura 22: Sistema de monitoramento de carga em suspensão veicular. (A) Modelo esquemático da célula de carga e (B) Local de instalação do sensor no sistema de suspensão.
Fonte: CAJUHI 2010 p. 73,112.

As células de carga, de um modo geral, dependem fundamentalmente dos extensômetros. A célula de carga por si só é um corpo que se deforma em função das forças atuantes sobre a mesma, mas são os extensômetros, que de fato, medem a força através da deformação do corpo ao qual ele está solidário, por isso, eles merecem uma especial atenção no projeto de uma célula de carga.

2.3.2. O Extensômetro (Strain Gauge).

Strain Gauges são sensores capazes de medir deformações ou estiramentos em superfícies de corpos sólidos. Fisicamente, é um filamento de material condutor geralmente ligas de cobre-níquel, disposto em forma de serpentina sobre uma película de material isolante, de maneira a que se tenha uma relativa quantidade de comprimento do condutor em uma pequena área de superfície da película. Quando essa superfície se deforma em uma determinada direção, o filamento é tracionado e se deforma elasticamente, causando uma diminuição da sua área de seção transversal, ao mesmo tempo em que o comprimento condutor aumenta. Isso implica

diretamente em um aumento da resistividade do condutor. A Figura 23 (A) mostra um *strain gauge* típico e seus componentes e também mostra o sentido de deformação.

Existem dois tipos construtivos: os extensômetro de fios resistivos Figura 23 (B) onde um fio de seção circular de 13 a 25 micra de diâmetro é aplicado sobre a película de base, que pode ser de papel, poliéster ou epóxi-fenólico, e os extensômetros de lâmina (*foil*), onde uma fina lâmina de alguns micra é aplicada sobre a película de base de poliéster ou epóxi-fenólico, e depois através de um processo de fotografação, é removida a região desnecessária, permanecendo assim apenas o padrão desejado ao extensômetro Figura 23 (C). (ANDOLFATO *et al*, 2004)

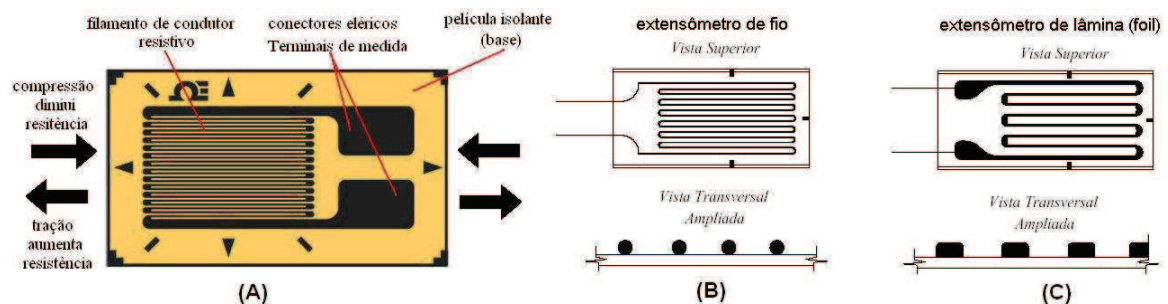


Figura 23: Componentes de um *strain gauge* típico (A), *strain gauge* de fio (B) e de lâmina (C).
Fonte: OMEGA 2011, ANDOLFATO *et al* 2004 p. 5.

Disponível em: <http://www.omega.com/Pressure/images/SGD_LINEAR1-AXIS_I.jpg>
acesso em 22/01/11 às 12:02

Existe uma grande variedade de extensômetros de diferentes especificações, e a escolha depende do propósito e das condições de medição. Uma escolha equivocada implicará em uma aquisição de medidas errônea ou não satisfatória. Uma escolha correta do extensômetros depende de algumas características de operação, tais como:

- Faixa de temperatura à que o extensômetro estará submetido;
- Limite máximo de alongamento do próprio extensômetro;
- Corrente máxima suportada pelo extensômetro;
- Resistência à umidade;
- Durabilidade necessária;

Existem muitos tipos de extensômetros disponíveis comercialmente que variam de acordo com a aplicação e com tamanhos e materiais, que podem ser classificados pelo(a):

- Resistência do fio: o mais comum é o de 120Ω, mas podem ser encontrados com resistências de 350Ω, 500Ω e 1000Ω;
- Material resistivo: Fios resistivos; Lâmina; Semicondutor; o Semicondutor por difusão;
- Material de base que pode ser de: papel; baquelita poliéster; poliamida;
- Configuração: Uniaxiais; Biaxiais; Múltiplos eixos (roseta).

A Tabela 1 **Tabela 1**: Especificações sobre tipos de extensômetros e suas aplicações. é uma indicação sobre os tipos mais usuais de extensômetros e suas características e aplicações, porém, cada fabricante disponibiliza informações mais específicas sobre cada tipo fabricado.

Tabela 1: Especificações sobre tipos de extensômetros e suas aplicações.

Tipo (base)	Temperatura de operação (°C)	Alongamento máximo (%)	Corrente máxima (mA)	Mudança da resistência com o tempo	Principais aplicações
Lâmina (epoxi-fenólico)	-50 ~ +180	2	30 ou menos	Pequena	Medidas gerais de tensão, transdutores, medidas de tensões residuais.
Lâmina (poliamida)	-50 ~ +200	2	30 ou menos	Pequena	Medidas gerais de tensão, transdutores, medidas de tensões residuais.
Lâmina (poliamida para grandes deformações)	-10 ~ +120	8 ~ 10	30 ou menos	Pequena	Medidas de deformações plásticas.
Fios * (papel)	-50 ~ +80	1,2	25 ou menos	Ligeira variação	Medidas usuais de tensões
Fios (poliéster)	-50 ~ +170	1	25 ou menos	Pequena	Medidas usuais de tensão em estruturas no campo

* Baixa resistência a umidade, pouca durabilidade e curto período de armazenamento.

Fonte: ANDOLFATO *et al*, (2004).

Existem muitas condições a serem consideradas para a comparação das características dos extensômetros, porém, usualmente os extensômetros de lâmina são superiores aos de fios resistivos. (ANDOLFATO *et al*, 2004)

Segundo Cajuhi (2010) este dispositivo parte do princípio da resistividade elétrica de um condutor de eletricidade, que muda sua resistência (R) em função de características resistivas do material (ρ), da área da seção transversal (A) e com o comprimento do condutor (L), que pode ser representado pela equação (1):

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

A equação (1) permite escrever:

$$R = f(\rho, L, A) \quad (2)$$

Diferenciando equação (2), tem-se:

$$dR = \frac{\partial R}{\partial \rho} d\rho + \frac{\partial R}{\partial L} dL + \frac{\partial R}{\partial A} dA \quad (3)$$

Desenvolvendo cada uma das derivadas parciais vem:

$$\frac{\partial R}{\partial \rho} = \frac{L}{A} \quad (4)$$

$$\frac{\partial R}{\partial L} = \frac{\rho}{A} \quad (5)$$

$$\frac{\partial R}{\partial A} = \frac{\partial(\rho LA^{-1})}{\partial A} = -\rho LA^{-2} \quad (6)$$

Substituindo então as derivadas parciais na equação (6), tem-se então:

$$dR = \frac{L}{A} d\rho + \frac{\rho}{A} dL - \frac{L}{A^2} dA \quad (7)$$

Dividindo a equação (7) por $R = \frac{\rho}{A} d\rho$, tem-se então:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad (8)$$

O termo $-\frac{dA}{A}$ da equação (8) pode ser colocado em função de $\frac{dL}{L}$. Supondo-se uma seção transversal retangular de dimensões $y \times z$ do fio condutor ($A = yz$).

Desenvolvendo então, tem-se:

$$dA = \frac{\partial A}{\partial y} dy + \frac{\partial A}{\partial z} dz$$

$$dA = ydz + zdy$$

$$\frac{dA}{A} = \frac{ydz}{yz} + \frac{zdy}{yz}$$

$$\frac{dA}{A} = \frac{dz}{z} + \frac{dy}{y}$$

$$\frac{dA}{A} = \varepsilon_z + \varepsilon_y$$

$$\frac{dA}{A} = -\nu \frac{dL}{L} - \nu \frac{dL}{L}$$

$$\frac{dA}{A} = -2\nu \frac{dL}{L} \quad (9)$$

Onde ν é o coeficiente de Poisson do material do fio condutor.

O termo $\frac{d\rho}{\rho}$ da equação (8) também pode ser escrito em função de $\frac{dL}{L}$. De acordo com as experiências de Bridgman, tem-se.

$$\frac{d\rho}{\rho} = c \frac{dV}{V} \quad (10)$$

$$V = zyL \quad (11)$$

$$dV = \frac{\partial V}{\partial z} dz + \frac{\partial V}{\partial y} dy + \frac{\partial V}{\partial L} dL$$

$$dV = yLdz + zLdy + zy dL$$

$$\frac{dV}{V} = \frac{dz}{z} + \frac{dy}{y} + \frac{dL}{L}$$

$$\frac{dV}{V} = -\nu \frac{dL}{L} - \nu \frac{dL}{L} + \frac{dL}{L} \quad (12)$$

Substituindo a equação (12) na equação (10) tem-se então:

$$\frac{d\rho}{\rho} = c \left(-\nu \frac{dL}{L} - \nu \frac{dL}{L} + \frac{dL}{L} \right) \quad (13)$$

Levando as equações (9) e (13) na equação (8), tem-se então:

$$\frac{dR}{R} = c \left(-\nu \frac{dL}{L} - \nu \frac{dL}{L} + \frac{dL}{L} \right) + \frac{dL}{L} + 2\nu \frac{dL}{L}$$

$$\frac{dR}{R} = [(1 + 2\nu) + c(1 - 2\nu)] \frac{dL}{L} \quad (14)$$

Chamando $k = [(1 + 2\nu) + c(1 - 2\nu)]$, chega-se finalmente a:

$$\frac{dR}{R} = [(1 + 2\nu) + c(1 - 2\nu)] \frac{dL}{L} \quad (15)$$

ou simplesmente:

$$\frac{dR}{R} = k \varepsilon_x \quad (16)$$

A constante k é conhecida pelo seu nome em inglês *gage-factor*, que é uma característica do *strain gauge*, normalmente fornecida pelo fabricante. Assim sendo, fica claro que é possível conhecer a deformação ε_x no ponto onde foi colado o *strain gauge*, bastando para isso conhecer a variação de sua resistência elétrica. (CAJUHI, 2010)

Baseando-se na dedução de Cajuhi (2010) podemos afirmar que, se houver uma diferença de potencial constante entre as extremidades do condutor a corrente elétrica que irá circular no circuito irá diminuir, a medida que o *strain gauge* for estirado, e irá aumentar, se este for comprimido.

Se o *strain gauge* estiver sobre uma superfície que sofra deformação, é possível, em função da variação da corrente elétrica nele circulante, determinar a quantidade de estiramento que esta superfície sofre.

A variação da resistividade em função do alongamento permanece linear dentro do regime elástico de deformação do material condutor, se o *strain gauge* for estirado além do limite elástico, atingindo a região plástica de deformação o filamento não volta mais a seu estado inicial, perdendo assim as suas características e seu *gage-factor*, e passará a ter uma resistência de referência inicial (sem deformação) diferente e adotando novo valor inicial. Nestas situações o *strain gauge* é inutilizado. Se a deformação for demasiada pode ocorrer o rompimento do filamento.

2.3.3. Ponte *wheatstone*

Circuitos em forma ponte *wheatstone* são largamente utilizados em aplicações onde é desejável determinar a resistência de um resistor ou elemento resistivo. Células de carga extensométricas são um caso típico de uso de ponte de *wheatstone* em medidas de variação de resistência.

A função deste circuito de ponte é de converter uma pequena mudança na resistência (R) em uma tensão elétrica (E). O circuito da ponte de *Wheatstone* é formado por quatro resistores, R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , como mostrado na Figura 24. (ANDOLFATO *et al*, 2004)

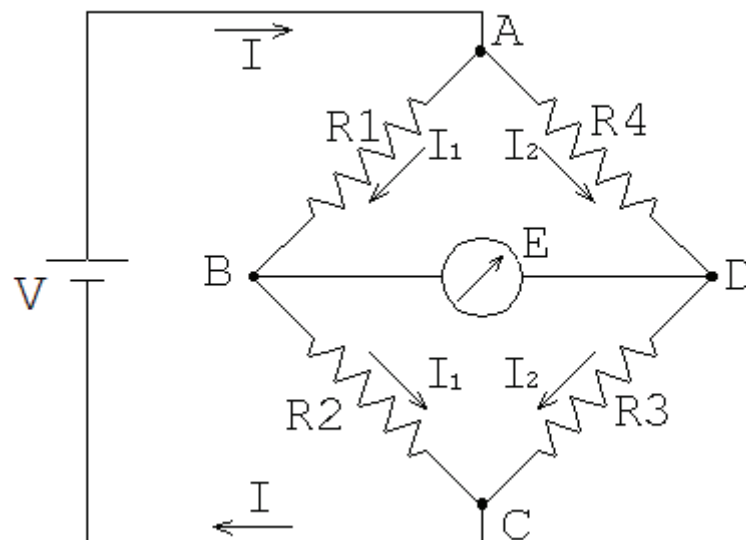


Figura 24: Representação simbólica de uma ponte de *wheatstone*.

Fonte: MECÂNICA WEB, 2010.

Disponível em: <http://www.meccanicaweb.it/Appunti/Laboratorio-e-progetti/estensimetro.html>

Aplicando a lei de Ohm para o circuito da Figura, tem:

$$V_{AC} = V = (R_1 + R_2)I_1 \Rightarrow I_1 = \frac{V}{R_1 + R_2} \quad (17)$$

$$V_{AC} = V = (R_3 + R_4)I_2 \Rightarrow I_2 = \frac{V}{R_3 + R_4} \quad (18)$$

Ainda aplicando-se lei de Ohm, tem-se também:

$$V_{AC} = V = R_1 I_1 = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V \quad (19)$$

$$V_{AC} = V = R_4 I_2 = \frac{R_4}{R_3 + R_4} V \quad (20)$$

Sendo E a leitura realizada, partindo das equações 19 e 20 tem:

$$E = V_{BD} = V_{AB} - V_{AD} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V - \frac{R_4}{R_3 + R_4} V \quad (21)$$

$$E = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V = \frac{\begin{vmatrix} R_1 & R_2 \\ R_4 & R_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} (R_1 + R_2) & 0 \\ 0 & (R_3 + R_4) \end{vmatrix}} V \quad (22)$$

A voltagem E lida será igual a zero e a ponte considerada em equilíbrio se:

$$R_1 R_3 = R_2 R_4 \quad (23)$$

Se em um dado momento um dos resistores da ponte alterar seu valor de resistência, como por exemplo, se um ou mais deles fossem substituídos por um *strain gauge* acoplado a uma superfície que se deforme isso resultaria em um desequilíbrio da ponte e a leitura $E = 0$, obtida para a ponte em equilíbrio, passaria ser então $\Delta E \neq 0$:

Neste caso, teríamos um valor de resistência inicial R mais a variação ΔR ficando a equação 22 assim:

$$E = \frac{\begin{vmatrix} R_1 + \Delta R_1 & R_2 + \Delta R_2 \\ R_4 + \Delta R_4 & R_3 + \Delta R_3 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} (R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2) & 0 \\ 0 & (R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4) \end{vmatrix}} V = \frac{A}{B} V \quad (24)$$

Desenvolvendo A:

$$\begin{aligned} A &= (R_1 + \Delta R_1)(R_3 + \Delta R_3) - (R_4 + \Delta R_4)(R_2 + \Delta R_2) \\ A &= R_1 R_3 + R_1 \Delta R_3 + \Delta R_1 R_3 + \underbrace{\Delta R_1 \Delta R_3}_{\text{segunda ordem}} - R_4 R_2 - R_4 \Delta R_2 - \Delta R_4 R_2 - \underbrace{\Delta R_4 \Delta R_2}_{\text{segunda ordem}} \\ A &= R_1 \Delta R_3 + \Delta R_1 R_3 - R_4 \Delta R_2 - \Delta R_4 R_2 \\ A &= R_1 R_3 + \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} + \frac{\Delta R_3}{R_3} \right) + R_2 R_4 \left(-\frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \\ A &= R_1 R_3 + \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \end{aligned} \quad (25)$$

Desenvolvendo B:

$$B = (R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2)(R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4) \quad (26)$$

Desprezando-se os termos de segunda ordem e os produtos de $\Delta R_i R_j$, ($i, j=1 \dots 4$) que são muito pequenos comparados com os produtos $R_i R_j$ tem-se:

$$B = R_1 R_3 + R_1 R_4 + R_2 R_3 + R_2 R_4$$

$$B = R_1 R_4 + 2R_1 R_3 + R_2 R_3$$

$$B = \frac{R_2}{R_2} R_1 R_4 + 2R_1 R_3 + R_2 R_3$$

$$B = \frac{R_1}{R_2} R_1 R_3 + 2R_1 R_3 + R_2 R_3$$

$$B = \frac{R_1^2 R_3}{R_2} + 2R_1 R_3 + R_2 R_3$$

$$B = \frac{R_3}{R_2} + (R_1^2 + 2R_1 R_2 + R_2^2)$$

$$B = \frac{R_1 R_3}{R_1 R_2} + (R_1 + R_2)^2 \quad (27)$$

Substituindo os valores de A e B e na equação (24):

$$\Delta E = \frac{A}{B} V = R_1 R_3 \underbrace{\left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)}_A \underbrace{\frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2 R_1 R_3}}_{1/B} V$$

$$\Delta E = V \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (28)$$

Da equação (16) tem-se $\frac{dR}{R} = k \varepsilon_x$, e a equação (28) passa a ser escrita como:

$$\Delta E = V \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} (k_1 \varepsilon_{x1} - k_2 \varepsilon_{x2} + k_3 \varepsilon_{x3} - k_4 \varepsilon_{x4}) \quad (29)$$

No caso de se utilizar o circuito chamado de ponte completa Figura 25, que é um arranjo de 4 *strain gauges* em forma ponte *weatstone*, normalmente utiliza-se 4 iguais entre si, o que resulta em $R1 = R2 = R3 = R4 = R$ e $k1 = k2 = k3 = k4 = k$. Assim sendo, a equação (29) pode ser simplificada para:

$$\Delta E = V \frac{RR}{(R+R)^2} (k_1 \varepsilon_{x1} - k_2 \varepsilon_{x2} + k_3 \varepsilon_{x3} - k_4 \varepsilon_{x4})$$

$$\Delta E = \frac{V}{4} k (\varepsilon_{x1} - \varepsilon_{x2} + \varepsilon_{x3} - \varepsilon_{x4}) \quad (30)$$

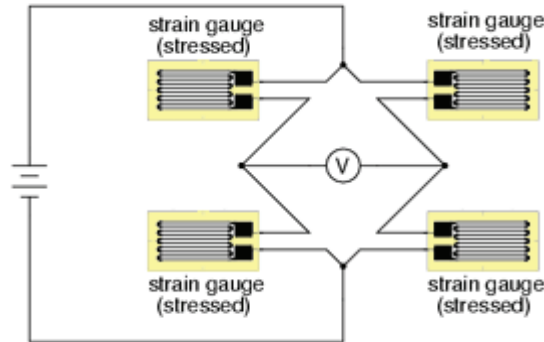


Figura 25: Arranjo de *strain gauges* em circuito em ponte completa.

Fonte: HOW THEY WORK, The strain Gauge, 2010.

Disponível em: <http://www.sensorland.com/HowPage002.html>

Caso se tenha 4 SG medindo deformações num mesmo ponto da estrutura, ou seja, $\varepsilon_{x1} = \varepsilon_{x2} = \varepsilon_{x3} = \varepsilon_{x4} = \varepsilon_x$ tem-se:

$$\Delta E = \frac{V}{4} k (\varepsilon_x - \varepsilon_x + \varepsilon_x - \varepsilon_x) = 0 \quad (31)$$

e, conseqüentemente, a leitura da tensão (E) que se faz com o voltímetro seria nula, o que tornaria o ensaio equivocado. Para uma leitura correta o ideal é que os *strain gauges* ímpares $R1$ e $R3$ estivessem colados em uma região, e os pares $R2$ e $R4$ estivessem no lado oposto onde a deformação fosse simétrica. Desta forma teríamos:

$$\varepsilon_{x1} = \varepsilon_x$$

$$\varepsilon_{x2} = -\varepsilon_x$$

$$\varepsilon_{x3} = \varepsilon_x$$

$$\varepsilon_{x4} = -\varepsilon_x$$

Substituindo na equação (31), tem-se:

$$\Delta E = \frac{V}{4} k [\varepsilon_x - (-\varepsilon_x) + \varepsilon_x - (-\varepsilon_x)] = 0$$

$$\Delta E = \frac{V}{4} k 4\varepsilon_x = V k \varepsilon_x \quad (32)$$

A mesma condição é válida no caso de se utilizar um circuito dito em meia ponte onde apenas uma parte da ponte de *wheatstone* é substituída por *strain gauges* Figura 26 (A), nesta situação um SG se deforma por tração o e outro deve

se deformar simetricamente sofrendo compressão. Sem a presença da carga sobre o corpo onde estão acoplados os SGs a ponte encontra-se em equilíbrio Figura 26 (B). À medida que a carga é aplicada sobre o corpo e este se deforma, o SG 1 começa sofrer tração e o SG2 começa sofrer compressão, provocando um desequilíbrio na ponte Figura 26 (C).

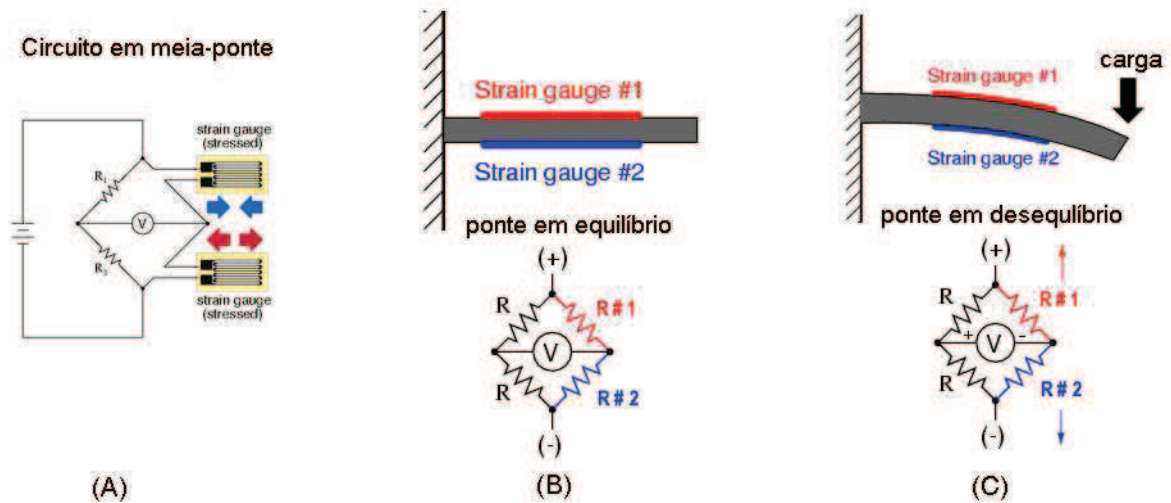


Figura 26: Arranjo de strain gauges em circuito de meia-ponte.
 Fonte: HOW THEY WORK, The strain Gauge, 2010.
 Disponível em: <http://www.sensorland.com/HowPage002.html>

Para este arranjo considerando dois *strain gauges* iguais e dois resistores fixos iguais a equação (31) fica:

$$\Delta E = \frac{V}{4} k \left[\varepsilon_x - (-\varepsilon_x) + \underbrace{\varepsilon_{x3}}_{=0} - \underbrace{\varepsilon_{x4}}_{=0} \right]$$

$$\Delta E = \frac{V}{2} k \varepsilon_x \quad (32)$$

Outro fator importante a ser considerado no projeto de uma ponte de extensômetros é a correção do fator temperatura, que provoca dilatações e contrações no corpo onde está acoplada a ponte. Dada à sensibilidade das medidas, a variação da temperatura no ambiente pode levar a interpretações errôneas das medidas, pois os extensômetros estarão medindo as deformações geradas pelo ensaio, mas também as causadas pelas mudanças de temperatura. Uma forma de anular esse efeito, é acoplar um dos *strain gauges* da ponte a um corpo de propriedades iguais ao corpo de prova, de forma que, este sofra as mesmas condições de temperatura, porém não esteja submetido a carregamentos.

De acordo com os principais fabricantes de *strain gauges*, os arranjos em ponte completa apresentam os melhores resultados, tanto na amplificação do sinal quanto na compensação de efeitos de temperatura, pois todos os *strain gauges* estarão submetidos às mesmas condições. Para os outros casos é necessário um sistema de amplificação e de compensação por resistência *shunt* para obtenção de valores adequados na medição, também será necessária uma elevada precisão no sistema de aquisição de dados, e para evitar interferências no sinal adquirido deve realizar compensações internas. (CAJUHI, 2010)