

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GIOVANI PIFFER

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
PLATAFORMA DE FORÇA DE PEQUENO PORTE
PARA MARCHA HUMANA**

Porto Alegre, dezembro de 2010.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
PLATAFORMA DE FORÇA DE PEQUENO PORTE
PARA MARCHA HUMANA**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre, dezembro de 2010.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GIOVANI PIFFER

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
PLATAFORMA DE FORÇA DE PEQUENO PORTE
PARA MARCHA HUMANA**

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adalberto Schuck Júnior, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. Dr. Renato Machado de Brito, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Porto Alegre, dezembro de 2010.

DEDICATÓRIA

Seria impossível não dedicar esse trabalho aos meus pais que tanto me apoiaram nessa longa jornada de estudos. Muito obrigado pelo incentivo e pelas palavras de conforto que me deram forças para continuar lutando pela grande meta da minha vida: tornar-me engenheiro eletricista pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

AGRADECIMENTOS

À minha noiva pelo incentivo e apoio incondicional tão importantes durante os momentos de dificuldades.

Ao meu orientador Professor Dr. Alexandre Balbinot por gentilmente ter me aceito como seu orientado e ao IEE – Laboratório de Instrumentação Eletro-eletrônica por ter disponibilizado suas instalações e equipamentos para a realização deste projeto.

À Aluminium Fundição de Metais por ter fornecido o alumínio para que esse projeto pudesse se tornar realidade.

À minha tia Lucia Pereira que inúmeras vezes utilizou-se de sua fé para pedir a Deus que eu passasse no vestibular e em algumas cadeiras desse difícil curso.

Ao professor Dr. Roberto Petry Homrich e ao técnico Julio Moreira por terem cortado as células de carga na eletroerosão a fio do Laboratório de Máquinas Elétricas, Acionamentos e Energia – LMAE - UFRGS.

Ao GMAP - Grupo de Mecânica Aplicada do departamento de Engenharia Mecânica – UFRGS, e ao Técnico Rodrigo Rodrigues de Barros, do GMAP, pela grande prestatividade durante os ensaios mecânicos relacionados às células de carga desse projeto.

Agradeço imensamente aos colegas Thiago Oliveira Cassel e Renan Fagundes por terem prontamente aceitado serem voluntários nos ensaios de marcha desse trabalho.

Agradeço enormemente aos colegas Caetano Lazzari, Douglas Winck e Diego Molter pela incondicional ajuda durante as fases de desenvolvimento desse projeto.

A metalúrgica JCF, de Novo Hamburgo, que por inúmeras vezes emprestou seus equipamentos para que eu pudesse ajustar a parte mecânica do prototipo.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	4
AGRADECIMENTOS.....	5
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	8
LISTA DE FIGURAS.....	9
RESUMO.....	10
ABSTRACT.....	11
1 INTRODUÇÃO.....	12
1.1 Justificativa.....	12
1.2 Objetivos.....	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1 Conceitos básicos sobre células de carga.....	15
2.1.1 Princípio de operação dos extensômetros de resistência elétrica.....	15
2.1.2 Ponte de Wheatstone.....	19
2.1.3 Célula de carga.....	21
2.2 Um breve relato sobre o uso de plataformas de forças na área da saúde.....	24
2.3 Um breve relato sobre a biomecânica e o estudo do movimento.....	32
3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....	35
3.1 Aparato experimental.....	35
3.2 Projeto e desenvolvimento da plataforma de força para marcha humana...37	
3.3 Sensoriamento das células de carga por extensômetros.....	53
3.4 Projeto do condicionador de sinais.....	56
3.5 Sistema de aquisição de dados.....	59
3.6 Plataforma de software.....	60
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	63
4.1 Validação do sistema de condicionamento.....	63
4.2 Montagem da plataforma de força.....	65
4.3 Calibração das células de carga.....	68
4.3.1 Calibração estática.....	68
4.3.2 Calibração dinâmica.....	70
4.4 Utilização da plataforma de força.....	74

5 CONCLUSÕES.....	87
6 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS	88
7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92
8 ANEXOS	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering
FEM	Finite Element Methods

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Esboço de um extensômetro uniaxial.....	16
Figura 2.2 – Princípio de funcionamento do extensômetro de resistência elétrica.....	17
Figura 2.3 - Arranjo da ponte de Wheatstone.....	20
Figura 2.4 - Esboço de uma célula de carga do tipo viga engastada.....	22
Figura 2.5 - Etapas de transdução em um transdutor extensométrico.....	23
Figura 2.6 - Força de reação, da gravidade e de atrito com o ar agindo sob o corpo humano durante uma corrida.....	25
Figura 2.7 - Sistema de referência para as medidas em biomecânica.....	27
Figura 2.8 - Normalização de eixos para o sistema de referência de medidas em biomecânica.....	28
Figura 2.9 - Medição de variáveis utilizando uma plataforma de forças.....	29
Figura 2.10 - Vista frontal de uma plataforma de forças com a disposição de quatro células de carga extensométricas.....	30
Figura 2.11 - Evolução da força vertical F_y durante uma corrida.....	31
Figura 2.12 - Evolução da força de atrito F_x	31
Figura 2.13 - Evolução da força de atrito lateral F_z	32
Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema.....	36
Figura 3.2 – Subconjunto da plataforma escolhida com os três eixos de encosto.....	38
Figura 3.3 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.....	41
Figura 3.4 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque os dois subconjuntos das células de carga.....	42
Figura 3.5 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.....	43
Figura 3.6 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula.....	44
Figura 3.7 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.....	45
Figura 3.8 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque as duas células de carga e o local de cimentação dos extensômetros.....	46
Figura 3.9 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.....	47
Figura 3.10 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula, a seta indica o local da cimentação dos extensômetros.....	48
Figura 3.11 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.....	50
Figura 3.12 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque as duas células de carga, as setas indicam o local de cimentação dos extensômetros.....	50
Figura 3.13 – Desenho sólido da célula de carga.....	51
Figura 3.14 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.....	52
Figura 3.15 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula, a seta indica o local da cimentação dos extensômetros.....	53

RESUMO

Esse trabalho tem como objetivo desenvolver uma plataforma de força de pequeno porte para marcha humana. A finalidade é medir as forças no eixo principal durante a marcha e relacioná-las com a postura e esforços aplicados aos tecidos dos pés e membros inferiores. A plataforma consiste de uma estrutura mecânica usinada em alumínio fixada a um solado, sendo que essa estrutura é sensoriada por extensômetros de resistência elétrica estrategicamente cimentados em pontos de maior deformação da estrutura. Os extensômetros são montados em uma configuração em ponte de Wheatstone sendo que os sinais de deformação são amplificados e filtrados por um condicionador de sinais. A aquisição dos sinais na saída do condicionador é realizada utilizando-se uma placa de aquisição de dados em conjunto com uma interface gráfica desenvolvida no LabVIEW. A plataforma de força utiliza oito células de carga que são lineares dentro da faixa de utilização de 0 kgf a 42 kgf, as funções de transferências das oito células de carga foram determinadas através da aplicação de cargas definidas através de uma máquina de compressão. Os ensaios foram realizados com três usuários sendo que para cada usuário foram adquiridos oito gráficos de marcha. Neste ponto é importante observar que esses sinais são coerentes com as referências clássicas nesta área.

Palavras-chaves: Marcha humana, Solidworks, Simulação mecânica, *Strain-gage*, Ponte de Wheatstone, Condicionador de sinais, Aquisição de sinais, LabVIEW.

ABSTRACT

This paper has as aims developing a force platform of small size for human gait. The purpose is to measure the forces on the main axis during gait and to relate them with the posture and effort applied to the tissues of the feet and lower limbs. The platform consists of a machined aluminum mechanical structure fixed to a sole, and this structure is sensed by electrical resistance strain-gauges cemented strategically at points of greatest deformation. The strain-gauges are mounted in a Wheatstone bridge configuration is that the signs of strain-gauges are amplified and filtered by a signal conditioner. The acquisition of signals from the output of the conditioner is accomplished using a data acquisition board in conjunction with a graphical user interface developed in LabVIEW. The force platform uses eight load cells that are linear within the range of use from 0 kgf to 42 kgf, the transfer function of the eight load cells were determined by applying loads defined by a compression machine. The tests were conducted with three users and for each user were acquired eight motion graphics. At this point it is important to note that these signs are consistent with the classical references in this area.

Keywords: Human gait, Solidworks, Mechanical Simulation, Strain-gage Wheatstone bridge, signal conditioning, signal acquisition, LabVIEW.

1 INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento tecnológico áreas de pesquisa que antes eram pouco exploradas estão ganhando interesse crescente da comunidade científica. A engenharia de reabilitação encontra-se entre esse novo nicho de pesquisa, cujo objetivo principal é a melhoria da qualidade de vida da população através do desenvolvimento de tecnologias que visam auxiliar o ser humano a superar dificuldades sensoriais, auditivas, cognitivas e de mobilidade.

A busca por novos sistemas, procedimentos e métodos que possam contribuir para a reabilitação e monitoramento da evolução do quadro clínico no pós operatório, bem como permitir formas mais eficientes no treinamento de atletas e compreensão da marcha humana, nos conduz a diagnósticos e observações mais precisas devido à caracterização dos parâmetros medidos por meio de sistemas modernos de instrumentação biomédica.

Dessa forma, esse trabalho, considerando o exposto anteriormente, consiste no desenvolvimento de uma plataforma de força de pequeno porte para marcha humana, fixada a base de um solado de calçado.

1.1 Justificativa

A instrumentação biomédica tem permitido o aprimoramento e desenvolvimento de novas tecnologias para diagnosticar, tratar e prevenir patologias com maior eficiência. O desenvolvimento dos transdutores e de metodologias mais eficientes para processar, armazenar e apresentar os sinais biomédicos tem permitido diagnósticos mais confiáveis e precisos.

O foco deste trabalho é a medição de força, que é um importante parâmetro para que os profissionais da área da saúde possam avaliar o comportamento dos diversos tecidos dos pés e

pernas quando submetidos aos esforços devido a marcha humana. A caracterização da força de impacto que é transmitida às cartilagens dos ossos, proveniente do ato de caminhar, permite avaliar o desgaste dessas estruturas ao longo do tempo. Na reabilitação de acidentados a força da pisada pode fornecer parâmetro importante para o monitoramento da evolução do quadro clínico. Além disso, um fabricante de calçados pode avaliar, por meio da medição de forças da pisada, o amortecimento proporcionado por um material que constitui o solado, bem como otimizar o projeto de estruturas amortecedoras montadas no próprio solado.

1.2 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma plataforma de força extensométrica de pequeno porte para um solado de um determinado calçado, contribuindo para o desenvolvimento tecnológico nacional nessa área.

Através do sensoriamento de uma estrutura com extensômetros e de um correto condicionamento de sinais pode-se visualizar, por exemplo, através de uma interface gráfica a evolução das forças de reação envolvidas no ato da caminhada.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Em tarefas cotidianas, como caminhar e correr, e em atividades físicas, o corpo humano exerce uma força contra o solo, freqüentemente por meio dos pés. O estudo destes movimentos pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de instrumentos denominados de plataformas de força. Tais instrumentos permitem a medição da força de ação/reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato e o respectivo torque (se necessário), possibilitando a determinação desses, simultaneamente ao decorrer do movimento (Urquiza, 2005).

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 apropriado.

As plataformas de força ainda 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, tipicamente classificadas em função do tipo de transdutor utilizado: plataforma extensométrica e plataforma piezoelétrica.

2.1 Conceitos básicos sobre células de carga

A extensometria é o método que utiliza o princípio da relação que existe entre tensões e deformações em corpos submetidos a solicitações mecânicas, conforme estabelecido pela Lei de Hooke, sendo que o objetivo da extensometria é a medição das deformações superficiais dos corpos a qual esta relacionada com a força mecânica aplicada (Balbinot *et al.*, 2007). 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 empregados (Urquiza, 2005).

2.1.1 Princípio de operação dos extensômetros de resistência elétrica

Os extensômetros de resistência elétrica (ver Figura 2.1), são pequenas grades formadas por finas lâminas metálicas que podem ser coladas à superfície de um componente ou de uma estrutura, denominado de elemento mola, a qual vai ser aplicada a força ou então medidas as tensões mecânicas, como mostra a Figura 2.2. Os *strain-gages* podem ser construídos de diversas formas, permitindo, por exemplo, a caracterização simultânea de deformações axiais e transversais. Os materiais utilizados para o condutor são geralmente ligas de cobre-níquel, ligas de níquel-cromo e ligas de ferro-cromo-alumínio. As bases podem ser de material plástico ou resinas de poliamida. A resistência elétrica dos extensômetros é normalmente de 120 Ω ou 350 Ω (Urquiza, 2005).

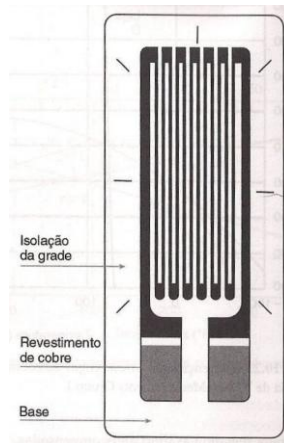


Figura 2.1 – Esboço de um extensômetro uniaxial.

Fonte – Balbinot *et al.*, 2007.

Esforços mecânicos aplicados a estrutura ao qual o extensômetro está cimentado provocaram 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 elástica. Kelvin observou que a variação relativa da resistência sobre a variação relativa da deformação é uma constante. Esta relação (ver equação 2.1) indica que a variação relativa da resistência ($\Delta R/R_0$) dividida pela variação relativa da deformação $\Delta l/l_0$ é uma constante K chamada de fator gage (Balbinot *et al.*, 2007).

$$\frac{\Delta R/R_0}{\Delta l/l_0} = K \quad (2.1)$$

$$\frac{\Delta R/R_0}{\varepsilon} = K \quad (2.2)$$

$$\frac{\Delta R}{R_0} = K\varepsilon \quad (2.3)$$

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \delta_0 \quad (2.4)$$

onde o K é chamado “**fator gage**”; R_0 é a resistência inicial da grade do strain-gage, ou seja, é a resistência em repouso, quando nenhuma força de tração ou compressão está sendo aplicada no strain-gage; l_0 é o comprimento inicial da grade; ΔR é a variação de resistência elétrica; Δl é a variação de comprimento da grade, ε é a variação relativa da deformação e δ_0 é variação relativa da resistência.

Para determinar a variação de resistência do *strain-gage* que está cimentado a uma simples estrutura submetida a uma determinada força, pode-se substituir na Equação 2.4 a seguinte relação.

$$\varepsilon = \frac{F/A}{E} \quad (2.4)$$

onde F é a força aplicada à estrutura; A é a área da secção da estrutura a qual o *strain-gage* está cimentado e E o módulo de elasticidade do material da estrutura. Obtendo-se então:

$$\Delta R = R_0 K \frac{F/A}{E} \quad (2.5)$$

Cabe observar que a relação da Equação 2.5 pode ser mais complexa dependendo da geometria do elemento mola.

O princípio de operação dos extensômetros de resistência elétrica está baseado na relação entre a deformação mecânica e a resistência elétrica dos condutores, conforme exemplifica o diagrama de blocos da Figura 2.2.

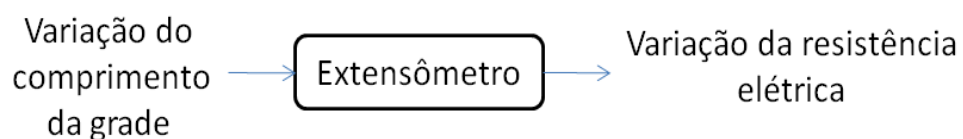


Figura 2.2 – Princípio de funcionamento do extensômetro de resistência elétrica.

Fonte – Balbinot *et al.*, 2007.

Os extensômetros são utilizados, em diversas aplicações, como por exemplo, na análise experimental de tensões em máquinas e estruturas, na construção de transdutores de força, de torque, de pressão, de fluxo, de aceleração, entre outros.

Visto que a sollicitação mecânica provoca nos extensômetros uma variação na resistência elétrica (ΔR), esses podem se conectados em um circuito do tipo ponte de Wheatstone, por exemplo. O interesse é que a saída da ponte seja uma tensão proporcional à deformação do extensômetro.

Os extensômetros são normalmente colados ou cimentados diretamente na estrutura a ser medida com uma fina camada de adesivo, que serve para transmitir as deformações da estrutura ao extensômetro, além de servir de isolante entre os dois (Urquiza, 2005; Balbinot *et al.*, 2007).

O uso dos extensômetros de resistência elétrica é relativamente simples: o sensor deve ser colado no objeto cujas deformações se pretende medir. Quando os fios da base são deformados mecanicamente, entre outros aspectos, ocorre a variação de comprimento, implicando uma mudança de resistência elétrica. Usando-se uma cola adequada de modo que a deformação da peça seja integralmente transmitida para o elemento resistivo (extensômetro), pode-se relacionar a variação relativa de resistência $\left(\frac{\Delta R}{R_0}\right)$ com a deformação relativa (ϵ) da peça no regime elástico.

Segundo Balbinot *et al.* (2007), a máxima corrente que pode percorrer um extensômetro é tipicamente 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. Cabe salientar, que a densidade de potência depende da área do extensômetro e do material sobre o qual ele está cimentado.

Os extensômetros de resistência elétrica do tipo folha são os sensores mais utilizados em medição de força (e grandezas relacionadas) em função do seu tamanho, da alta linearidade e da baixa impedância (Balbinot *et al.*, 2007).

2.1.2 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. A ponte de Wheatstone (como o circuito ficou conhecido) tornou-se o circuito padrão para as medições com extensômetros de resistência elétrica e é amplamente usado. Wheatstone, em sua publicação, observou a adequação do seu circuito à medição de pequenas variações de resistência e mencionou a resposta de seu galvanômetro às diferenças na deformação do fio de cobre em que foi usado (Garcia *et al.*, 2004).

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 relativas. Basicamente, o arranjo da Figura 2.3 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. Obter um sinal de tensão proporcional à variação da resistência desconhecida R_X é muito útil na prática quando se utiliza nos braços da ponte um sensor de resistência elétrica.

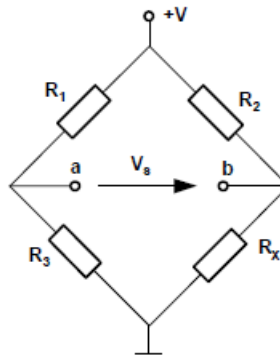


Figura 2.3 - Arranjo da ponte de Wheatstone.

Para que a ponte esteja no equilíbrio, ou seja, balanceada, a tensão de saída da ponte deve ser igual a zero volts, $V_s = 0$. Para que o equilíbrio da ponte seja atingido a relação $R_x = R_3 \cdot R_2 / R_1$ deve ser satisfeita. O valor da tensão de saída da ponte V_s será:

$$V_s = V_b - V_a = V \frac{R_x}{R_x + R_2} - V \frac{R_3}{R_1 + R_3} = V \left(\frac{R_x}{R_x + R_2} - \frac{R_3}{R_1 + R_3} \right) \quad (2.6)$$

No caso particular em que a resistência desconhecida é um sensor de resistência elétrica, como por exemplo, um *strain-gage*, que altera o seu valor linearmente em função de alguma grandeza física (como, por exemplo, temperatura, força, torque) o valor de resistência pode ser expressa em termos desta variável utilizando uma expressão do tipo:

$$R_x = R_0 + \Delta R = R_0 \left(1 + \frac{\Delta R}{R_0} \right) = R_0 (1 + \delta_0) \quad (2.7)$$

Sendo R_0 o valor inicial da resistência do elemento sensor no repouso, ΔR é o valor da variação de resistência em torno do valor de R_0 e $\left(\frac{\Delta R}{R_0} \right)$ é a variação relativa de resistência provocada pela variável física a medir, também chamada de δ_0 . Se o sensor ligado a um dos braços da ponte for, por exemplo, um *strain-gage*, e substituindo a Equação 2.6 na Equação 2.7 obtem-se:

$$V_S = V_b - V_a = V \frac{R_0(1+\delta_0)}{R_0(1+\delta_0)+R_2} - V \frac{R_3}{R_1+R_3} \quad (2.8)$$

Para uma situação de equilíbrio da ponte, quando $V_S = 0$, os sensores estão no repouso e $\Delta R = 0$ e $\Delta R/R_0 = \delta_0 = 0$, substituindo $\delta_0 = 0$ na Equação 2.6 e fazendo $V_S = 0$ obtém-se:

$$\frac{R_0}{R_0+R_2} = \frac{R_3}{R_1+R_3} \quad (2.9)$$

Que indica a condição de equilíbrio da ponte ou ponte balanceada.

2.1.3 Célula de carga

Um sistema mecânico (elemento mola) pode converter força em deformação mecânica. A Figura 2.4 mostra uma célula de carga do tipo viga engastada. Cimentando o *strain-gage* 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 elemento elástico (célula de carga) é reagir à grandeza mecânica aplicada produzindo um campo de deformações isolado e uniforme, o qual é transmitido ao extensômetro. Este tipo de transdutor utilizado para medir força é chamado de “célula de carga” (Balbinot *et al.*, 2007).

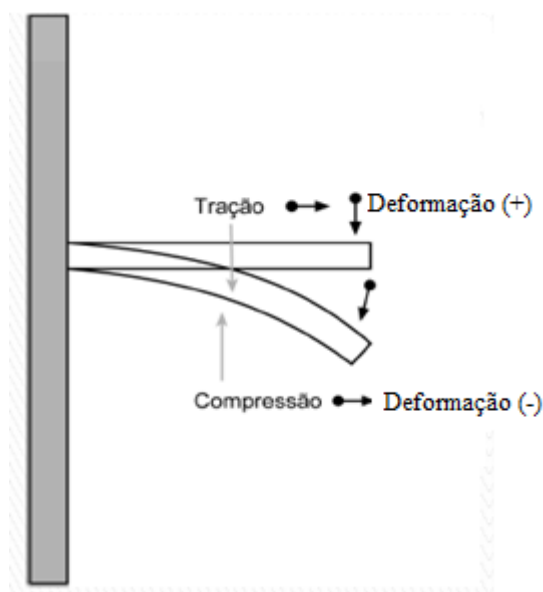


Figura 2.4 - Esboço de uma célula de carga do tipo viga engastada.

Fonte – Balbinot *et al.*, 2007.

A partir dos extensômetros de resistência elétrica podem-se construir balanças digitais, torquímetros, manômetros, medidores de deformação, fluxímetros, entre outros. O transdutor extensométrico apresenta etapas distintas desde o estímulo até a resposta. A solicitação mecânica ($\Delta G/G_N$), devido à força, momento, pressão, provoca deformações relativas ($\varepsilon = \Delta l/l_0$) no elemento elástico, que provoca variações relativas na resistência inicial ($\Delta R/R_0$) nos extensômetros, cimentados na superfície do elemento elástico. As variações relativas das resistências dos extensômetros produzem um desbalanço nos terminais de saída de uma ponte de Wheatstone ($\Delta V_0/V_i$), excitada por uma referencia de tensão ou uma fonte de corrente. A Figura 2.5 mostra as etapas distintas de transdução desde o estímulo até a resposta.

Os extensômetros cimentados na superfície do elemento elástico e ligados a uma ponte de Wheatstone possibilitam 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 ($\Delta V_0/V_i$). Geralmente utiliza-se um circuito

eletrônico chamado de condicionador de sinais composto por um ou mais estágios de amplificação mais 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 (Balbinot *et al.*, 2007).

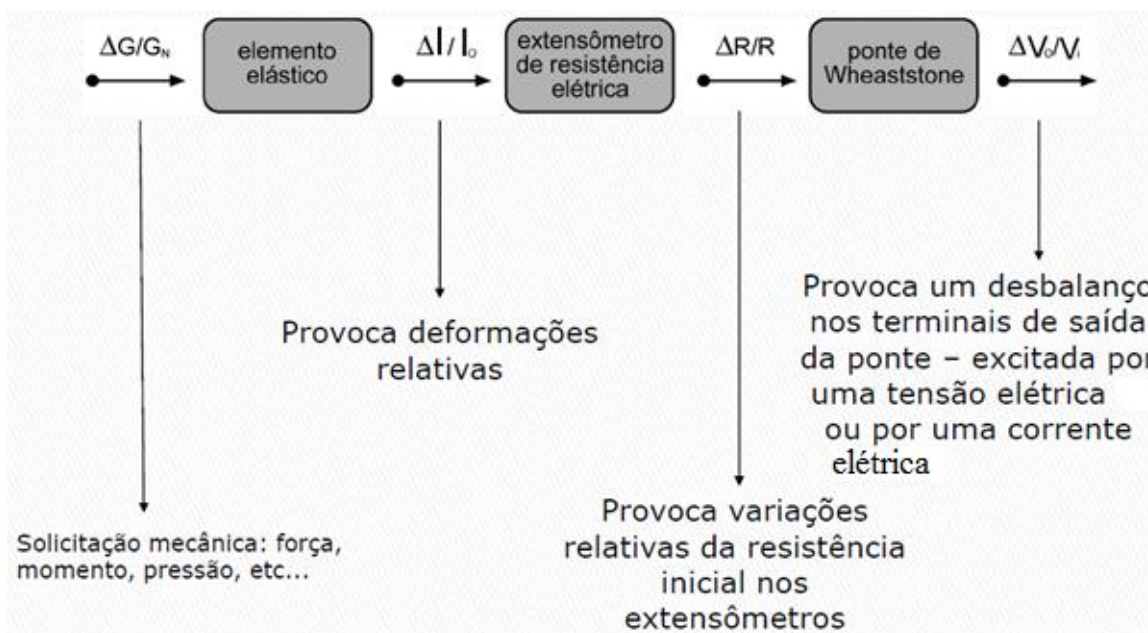


Figura 2.5 - Etapas de transdução em um transdutor extensométrico.

Fonte – Balbinot *et al.*, 2007.

O projeto de uma célula de carga pode ser dividido em duas partes: mecânica e elétrica. Para realizar o projeto mecânico pode-se utilizar um método analítico, no qual se aplicam equações deduzidas da área de resistência dos materiais, ou um método numérico (por exemplo, análise por elementos finitos) quando a geometria é complexa. Normalmente, pressupõe-se que toda a deformação da superfície do elemento elástico seja integralmente transmitida à grade do extensômetro que está cimentado 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 cimentado (Balbinot *et al.*, 2007).

Inicialmente é preciso definir 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 cimentados os sensores, as tensões principais gerem deformações específicas relativas (ε) 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 cimentação dos sensores.

2.2 Um breve relato sobre o uso de plataformas de forças na área da saúde

Segundo Freitas (2008), o homem se estabiliza no seu ambiente por uma integração de informações que procede dos receptores visuais, vestibular e plantar. Se uma dessas informações for alterada é modificada sua estabilidade. O pé é um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo. As primeiras preocupações do terapeuta, nos tratamentos da reeducação estática, devem ser com este órgão, uma vez que variações na base ou na estática, normalmente, ocasionam desvios na postura, que podem gerar problemas complexos de saúde no futuro. A medição da interação do solo com o pé é um importante parâmetro para a análise da locomoção humana, comumente estudada utilizando-se sistemas de medição de força e/ou pressão.

O exame de descarga de peso nos pés tem sido avaliado no decorrer dos anos de forma subjetiva. Como por exemplo, na década de noventa, fisioterapeutas e outros profissionais da área da saúde pintavam as solas dos pés dos pacientes e solicitavam que os mesmos pisassem

em uma folha de papel em branco para observar como ocorria a descarga de peso nos pés (Freitas *et al.*, 2008).

A forma mecânica de funcionamento do corpo humano em situações de desporto e exercício físico é devido à interação de uma série de forças. Algumas dessas forças são produzidas internamente ao corpo, tais como as forças musculares, enquanto outras são produzidas pela natureza, tais como a força da gravidade e a resistência do ar. Outra força importante é aquela produzida pela interação com o meio ambiente, como, por exemplo, a força de contato ou de reação, conforme exemplifica a Figura 2.6.

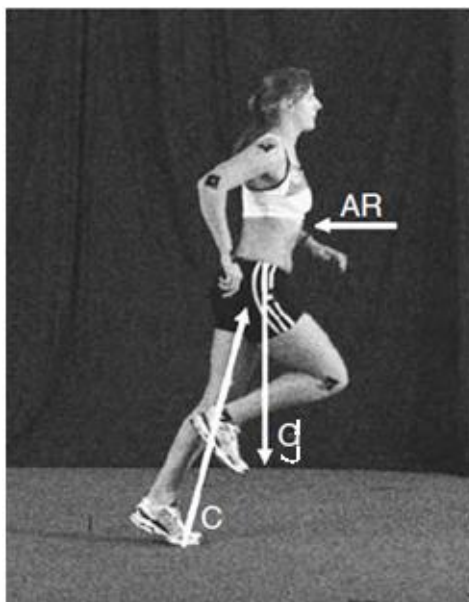


Figura 2.6 - Força de reação (C), da gravidade (g) e de atrito com o ar (AR) agindo sob o corpo humano durante uma corrida.

Fonte – Payton *et al.*, 2008.

As forças externas como a gravidade (g) e a resistência do ar (AR) podem ser estimadas a partir de equações matemáticas. No entanto, as forças de contato, obtidas através da equação $F = ma$, não podem ser facilmente calculadas, pois é difícil de se obter o valor da aceleração para todos os instantes de tempo durante o movimento, desta forma um sistema de medição de forças apropriado se faz necessário. Estas forças de contato podem ser usadas

como uma representação direta de um movimento e através de equações analíticas (como as equações de movimento baseadas na segunda lei de Newton), pode-se obter uma análise mecânica completa da marcha humana (Payton *et al.*, 2008).

Devido à importância da medição de força para um melhor entendimento da forma como caminhamos ou corremos, uma série de dispositivos de medição foram desenvolvidos ao longo dos séculos, como as tradicionais plataformas de força localizadas no solo, devido à importância da interface solo-pé em ambas as situações de exercício e esporte. Tais dispositivos podem estar localizados em uma parede ou dentro de outros aparelhos, como por exemplo, uma plataforma de mergulho ou um solado de um determinado calçado.

Segundo Payton *et al.* (2008), o uso do primeiro dispositivo para medição de força para movimento humano é atribuído a Marey, fisiologista francês, em 1895. Este sistema usava tubos cheios de ar, que podiam registrar a pressão e conseqüentemente relacionar a força do pé no chão. Plataformas de força sensíveis também foram construídas para reagir às forças verticais e horizontais. Um exemplo, foi o "dynamographique trottoir" de Amar, em 1916, que consistia da reação de bulbos de borracha que eram comprimidos pelo movimento da plataforma. Em 1938, Elftman construiu uma plataforma que usava molas para registrar as forças para frente ou para trás do pé de um corredor de encontro ao solo.

As limitações destes aparelhos era o deslocamento necessário para comprimir as molas e a baixa frequência natural da própria plataforma. Posteriormente, projetos mais sofisticados foram disponibilizados, sendo o elemento sensor fixado rigidamente à estrutura da plataforma. Isso permitiu que as plataformas se tornassem praticamente não-deformáveis com uma alta frequência natural, permitindo que as forças sobre a estrutura fossem fielmente registradas.

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-gages* com a vantagem de uma área maior e menor preço (Payton *et al.*, 2008).

2.2.1 Sistemas de coordenadas para plataformas de força

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 O_x , O_y e O_z . Esse é o sistema frequentemente usado na instrumentação, conforme exemplifica a Figura 2.7.

Em 1995, a Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) sugeriu as seguintes normalizações para o sistema de referência para as medidas em biomecânica (Wu & Cavanagh, 1995). 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.

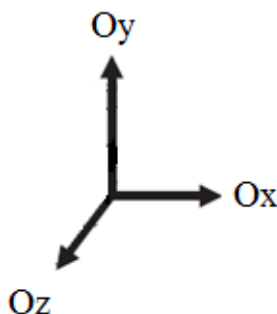


Figura 2.7 - Sistema de referência para as medidas em biomecânica.

A Figura 2.8 complementa o sistema de referência sugerido, indicando ainda, o sentido para os eixos coordenados. Dessa forma, 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 movimento (Urquiza, 2005).

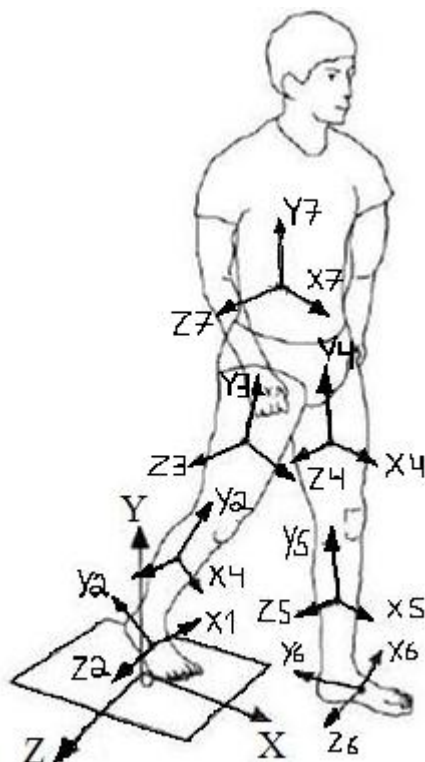


Figura 2.8 - Normalização de eixos para o sistema de referência de medidas em biomecânica
Fonte – Urquiza, 2005.

2.2.2 Construção e operação de plataformas de força

Plataformas de força comerciais normalmente são retangulares e disponíveis em vários tamanhos e tipos construtivos. Um exemplo típico é a plataforma de força piezoelétrica Kistler 9281B, que é constituída por uma base sólida de metal e tem dimensões de $600 \times 400 \times 60$ mm e pesa 410 N. Pode medir forças entre 10-10000 N e tem uma incerteza de dois por cento da faixa de medição utilizada. A plataforma tem uma frequência natural alta (> 200 Hz) e tem boa linearidade na faixa de medição. A plataforma de força típica pode medir seis variáveis que têm o seu sentido positivo mostrado na Figura 2.9. Este sistema de eixos 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 devem ser iguais e de sentidos opostos (Payton *et al.*, 2008).

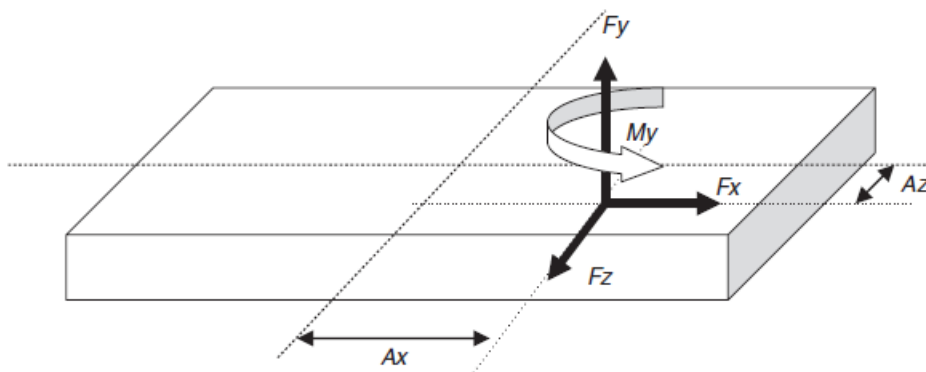


Figura 2.9 - Medição de variáveis utilizando uma plataforma de forças.

Fonte – Payton *et al.*, 2008.

As seis variáveis que pode-se medir com a plataforma de forças da Figura 2.9 são: F_x , F_y e F_z , que representam as forças de reação ao longo dos eixos coordenados. A_x e A_z são as coordenadas do ponto de aplicação da força e M_y é o momento em torno do eixo Y.

A plataforma de força da Figura 2.10 tem uma célula de carga em cada um dos seus quatro cantos. 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 dadas pelas Equações (2.10):

$$\begin{aligned} F_x &= x_1 + x_2 + x_3 + x_4 \\ F_y &= y_1 + y_2 + y_3 + y_4 \\ F_z &= z_1 + z_2 + z_3 + z_4 \end{aligned} \quad (2.10)$$

onde x_i , y_i e z_i são as componentes de força nos eixos X, Y e Z de cada célula.

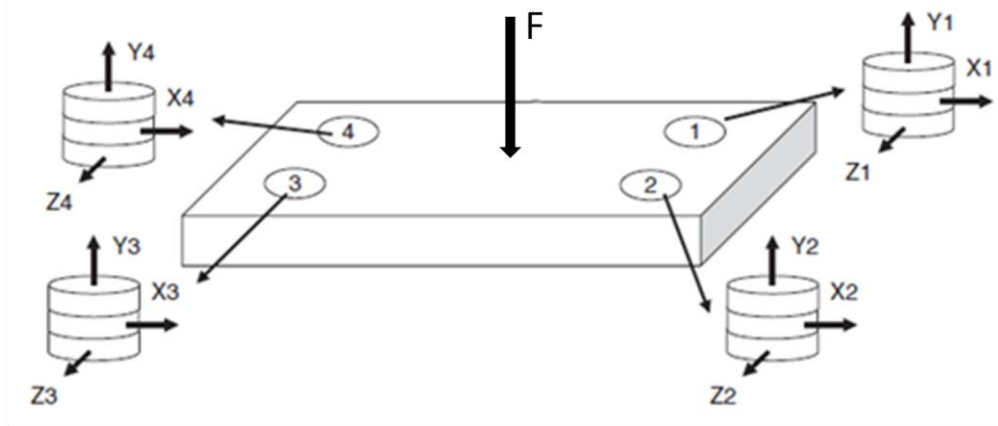


Figura 2.10 - Vista frontal de uma plataforma de forças com a disposição de quatro células de carga extensométricas.

Fonte – Payton *et al.*, 2008.

As demais variáveis podem ser obtidas através das Equações (2.11):

$$\begin{aligned}
 A_x &= (y_1 + y_2 - y_3 - y_4) \cdot b / F_y \\
 A_z &= (y_1 + y_4 - y_2 - y_3) \cdot a / F_y \\
 M_y &= (x_1 + x_2 - x_3 - x_4) \cdot a + (z_1 + z_4 - z_2 - z_3) \cdot b
 \end{aligned}
 \tag{2.11}$$

onde A_x e A_z são as coordenadas do ponto de aplicação da força e M_y é o momento em torno do eixo Y, no ponto de aplicação da força.

As dimensões ‘a’ e ‘b’ se referem à distância das células de carga a partir do centro da plataforma de força nas direções ‘Z’ e ‘X’, respectivamente. Para a plataforma de força da Figura 2.10, a evolução, no domínio do tempo, de um período de apoio para uma pisada em uma corrida é apresentado na Figura 2.11. Neste exemplo, o participante está correndo ao longo do eixo X positivo da plataforma de força e utiliza o contato do pé direito. A maior das forças é quase sempre a força de apoio vertical F_y . Ocorre dois picos de apoio, o primeiro representa o calcanhar, o segundo representa a parte dianteira do pé. Deve ser lembrado que o valor da força reflete as mudanças no movimento do centro de massa do corpo, mas que este não é um ponto fixo no corpo (Payton *et al.*, 2008).

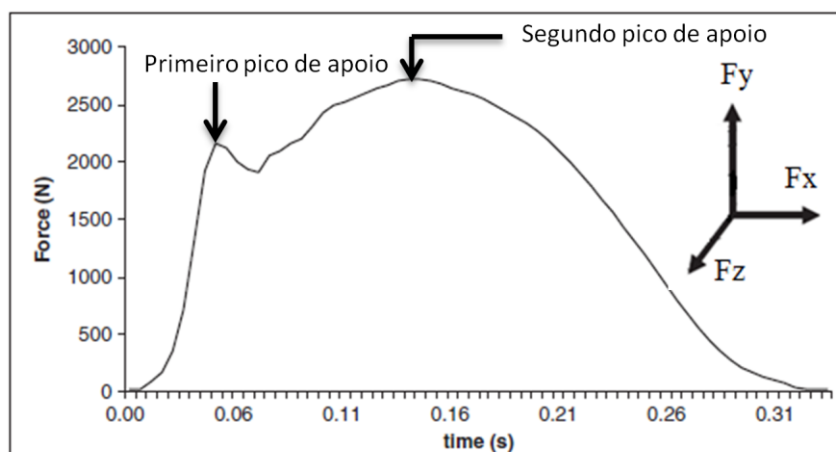


Figura 2.11 - Evolução da força vertical F_y durante uma corrida.
Fonte – Payton *et al*, 2008.

A segunda força é a força de atrito no ântero-posterior na direção do movimento eixo ‘X’. Isso aparece como uma grande região negativa seguida por uma grande região positiva. Isto é interpretado como uma força negativa de frenagem, no calcanhar até apoio médio, seguido por uma força positiva de propulsão a partir do apoio médio até o antero conforme Figura 2.12.

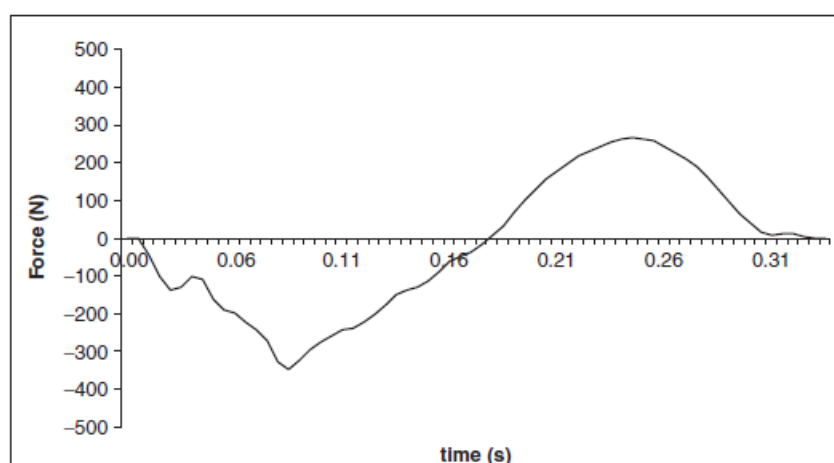


Figura 2.12 - Evolução da força de atrito F_x .
Fonte – Payton *et al*, 2008.

A terceira força, F_z , é a força lateral que também é uma força de atrito, que representa como o pé faz contato com o solo durante a fase de apoio (ver Figura 2.13). Como o movimento é muito menor nessa direção, pois o pé não move lateralmente quando o

movimento de corrida é executando para frente a força também é menor, comparado ao F_x e F_y (Payton *et al.*, 2008).

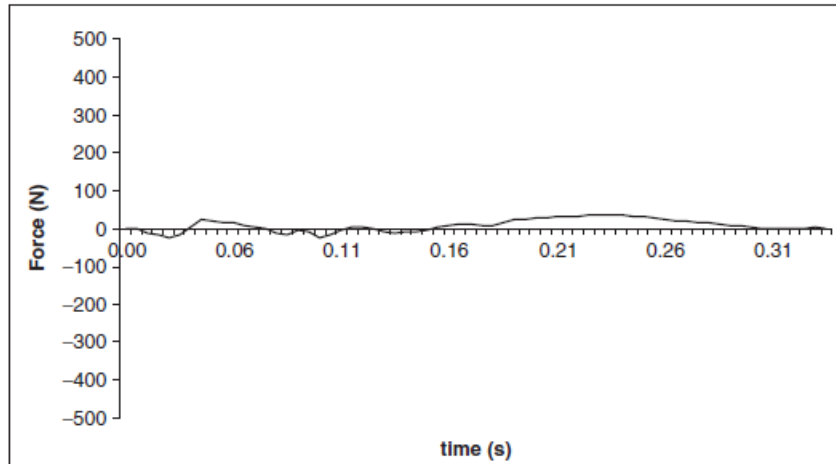


Figura 2.13 - Evolução da força de atrito lateral F_z .
Fonte – Payton *et al.*, 2008.

A força de atrito resultante para a plataforma de força do exemplo da Figura 2.10, pode ser representada pela Equação (2.12).

$$F_r = \sqrt{(F_x^2 + F_z^2)} \quad (2.12)$$

2.3 Um breve relato sobre a biomecânica e o estudo do movimento

Devido à rápida evolução dos computadores e das técnicas computacionais o campo da instrumentação biomecânica evoluiu significativamente. Muitas áreas de progresso significativo podem ser observadas, como por exemplo, a dinâmica dos sistemas músculo-esquelético, a mecânica de tecidos moles e duros, a mecânica de remodelação óssea, a mecânica de interfaces tecido-implante, cardiovascular e biomecânica respiratória, mecânica de sangue e fluxo de ar, as interfaces de prótese de fluxo, a *mecânica de impacto* e dinâmica das interações homem-máquina (Leondes, 2009). O desempenho do movimento humano envolve fatores anatômicos, habilidades neuromusculares, capacidades fisiológicas e habilidades psicológicas e cognitivas.

Os profissionais envolvidos com o estudo da biomecânica buscam entender as leis e princípios que governam o movimento dos animais. Profissionais da área da saúde e do esporte aplicam os princípios da biomecânica na melhoria do desempenho de atletas, na prática de exercícios físicos e no tratamento de lesões. No contexto desportivo a biomecânica atua para melhorar o desempenho em esportes e atividades físicas em que a técnica é o fator dominante e não a estrutura física ou a capacidade fisiológica. A biomecânica estuda os movimentos humanos visando entender e resolver problemas relacionados ao movimento humano.

O desempenho do movimento humano, seja no cotidiano, seja no esporte, pode ser melhorado através da otimização do projeto de equipamentos, como por exemplo, os calçados. Muitas dessas melhorias estão relacionados com o desenvolvimento de novos materiais e aprimoramentos no projeto de equipamentos e produtos relacionados ao movimento. Muitas dessas melhorias são baseadas em estudos biomecânicos e de engenharia de materiais. Entretanto muitos estudos sobre materiais, projeto de equipamentos e produtos para o movimento e biomecânica são desenvolvidos nos laboratórios dos fabricantes e não são divulgados (Leondes, 2009).

Estudos biomecânicos ajudam a prevenir e tratar lesões pelo fornecimento de informações sobre as propriedades mecânicas de tecidos, cargas mecânicas durante a marcha humana e terapias de prevenção e recuperação. Como por exemplo, biomecânica prova que mulheres que praticam esportes estão sujeitas a um risco maior de lesões devido a vários fatores biomecânicos.

Engenheiros e profissionais da área da saúde usam a biomecânica para estudar tarefas de trabalho e criar equipamentos auxiliares para evitar lesões por sobrecarga relacionadas com trabalhos específicos. Combinar biomecânica com as ciências do esporte e ocupacional auxilia no projeto de calçados específicos para esportes, especialmente o tênis.

A Biomecânica pode ajudar o fisiatra e o fisioterapeuta na prescrição de exercícios de reabilitação, dispositivos e ortopedia auxiliares. A análise da marcha (caminhada) também ajuda o terapeuta a decidir se a força muscular é suficiente e se o controle do andar têm sido recuperado, a fim de avaliar o andar seguro ou esteticamente normal (Knudson, 2007).

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Este capítulo apresenta o desenvolvimento da estrutura experimental desenvolvida. São abordadas as etapas de construção da estrutura mecânica de três protótipos, com as razões para escolha de um protótipo e a eliminação dos outros dois. É destacada a simulação por elementos finitos das três propostas de células de carga para cada um dos três protótipos de plataforma de força apresentadas. Finalizando com o projeto do circuito do condicionador, os procedimentos para a aquisição dos sinais das células e o software da interface gráfica no LabVIEW.

3.1 Aparato experimental

A Figura 3.1 apresenta o diagrama de blocos simplificado do sistema experimental desenvolvido. O primeiro bloco representa a plataforma de força projetada que consiste de uma estrutura composta por várias peças usinadas em alumínio composta por quatro células de carga. A plataforma de força é composta de dois subconjuntos com duas células de carga em cada um. Os subconjuntos são fixados por meio de parafusos na parte inferior da sola de um calçado masculino, com um dos subconjuntos fixado na região do calcanhar e o outro na parte frontal do solado.

O segundo bloco do diagrama representa o sensoriamento das células de carga através da utilização de extensômetros de resistência elétrica montados em uma ponte de Wheatstone na configuração $\frac{1}{2}$ ponte¹.

O terceiro bloco representa o condicionador de sinais composto de uma etapa de amplificação e outra de filtragem. A etapa de amplificação possui dois estágios, sendo o primeiro com um ganho de 19,2 e o segundo estágio com um ganho de 100,5, totalizando um

¹ A configuração $\frac{1}{2}$ ponte foi selecionada em função de custos e disponibilidade de material, como trabalho futuro é sugerido a utilização de ponte completa com alimentação AC para reduzir a propagação de ruído pelo sistema de condicionamento devido ao drift dos amplificadores

ganho de 1929,6². O estágio de filtragem é composto por um filtro passa baixa Salen-Key de 2^a ordem com frequência de corte de 14 Hz e com um ganho de 2.

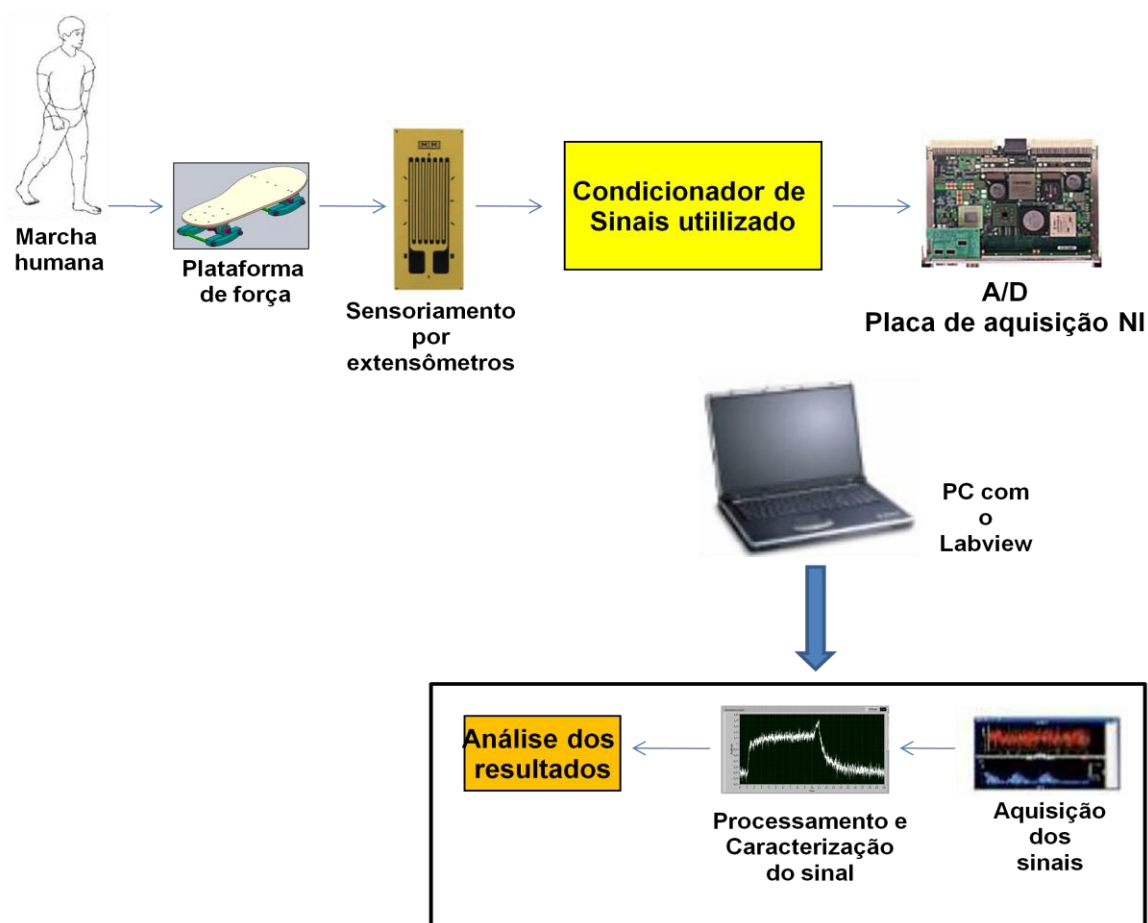


Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema.

O quarto bloco consiste de uma placa de aquisição de dados (A/D) da National Instruments, responsável por adquirir e enviar para um microcomputador as tensões de saída das oito pontes de Wheatstone, pois em cada solado do calçado que compõe a plataforma de força, há quatro pontes de Wheatstone.

O quinto e último bloco é um microcomputador com o aplicativo LabVIEW instalado que apresenta uma interface gráfica adequada para adquirir, processar e analisar os sinais durante o ato da caminhada.

² Células de carga comerciais tipicamente são condicionadas com ganho de 300 a 600, porém a célula de carga aqui projetada é um protótipo e como trabalho futuro são sugeridas alterações para melhorar suas dimensões e por consequência permitir a redução do ganho do sistema de condicionamento.

3.2 Projeto e desenvolvimento da plataforma de força para marcha humana

Para o projeto de uma estrutura mecânica para uma plataforma de força, deve-se observar a aplicação desejada (nesse caso uma plataforma de força de pequeno porte para marcha humana) e os problemas específicos decorrentes. Um aspecto importante é a observação da frequência natural das partes que compõem o conjunto mecânico, 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 determinar essa frequência. Nesse sentido, normalmente, tenta-se produzir estruturas com a máxima rigidez aliada à mínima massa. Com o objetivo de aumentar a rigidez mecânica, na plataforma escolhida foram utilizados três eixos de encosto, sendo dois de aço e um de alumínio como mostrado na estrutura da Figura 3.2. A alta rigidez requerida tem o objetivo de diminuir ao máximo a flexão e a torção (em torno do eixo dos membros inferiores) das estruturas que compõem a plataforma de força, dessa forma garante-se uma transmissão praticamente total do esforço recebido pela superfície das placas superiores de apoio (durante a caminhada) às células de carga colocadas imediatamente abaixo.

Visando a redução de massa utilizou-se para a construção das células de carga alumínio naval 5052-F. Para as demais peças utilizou-se alumínio laminado comum por apresentar menor custo e devido ao fato das solicitações mecânicas nas demais peças não serem tão críticas quanto nas células de carga.

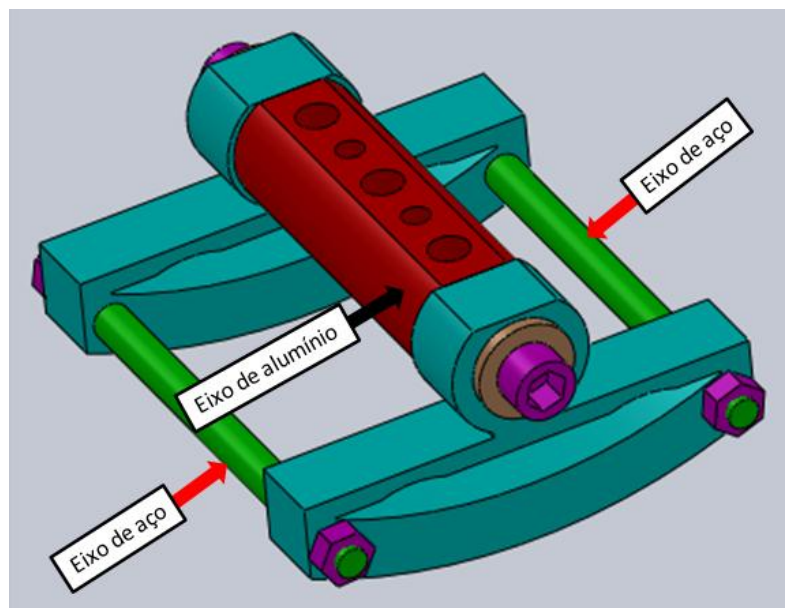


Figura 3.2 – Subconjunto da plataforma escolhida com os três eixos de encosto.

As placas superiores fixadas à sola tem a função de transmitir o esforço aplicado sobre elas às células de carga, além de servir como suporte para a fixação das células de carga, no caso do primeiro protótipo e para fixar o eixo espaçador de alumínio nos dois últimos protótipos. Já as células de carga são os dispositivos pelos quais o elemento sensível (sensor) faz a conversão das forças sobre elas aplicadas em um nível de tensão elétrica correspondente.

O alumínio 5052-F (alumínio naval) utilizado na construção das células dispõe de uma excelente usinabilidade e estabilidade dimensional, com uma dureza entre 40 e 50HB, variável conforme a espessura. É uma liga de AlMn e é dúctil (facilidade de se deixar esticar em fios) no estado recozido, mas endurecem rapidamente sob trabalho a frio. Apresenta alta resistência à corrosão em ambientes marítimos. Em geral a resistência mecânica aumenta com os teores crescentes de Mn. O alumínio Naval 5052-F possui o seu peso específico de $2,80\text{g/cm}^3$, sendo $1/3$ menor que o aço, proporcionando um desgaste e esforço menor de equipamentos construídos com ele. Apresenta boa homogeneidade mecânica sendo mínima a alteração das propriedades mecânicas desde a superfície até o centro do material. Excelente aceitação ao processo de anodização e ao processo de soldagem. Na Tabela 3.1 observa-se as

propriedades físicas e algumas propriedades mecânicas do alumínio naval e na Tabela 3.2 as propriedades químicas e mecânicas.

Tabela 3.1 – Propriedades físicas e mecânicas do alumínio 5052-F.

Liga	Peso Específico (g/cm ³)	Módulo de Elasticidade MPa	Módulo de Rigidez MPa	Temperatura de Fusão (°C)	Calor Específico (0-100°C) (Cal./g°C)	Coefficiente de Expansão Linear (L/°C)	Condutibilidade Térmica (25°C) (Cal./cm °C)	Condutibilidade Elétrica (IACS)%
5052	2,68	72000	27500	595-650	0,23	23x10-6	0,33	34,0

Fonte - www.coppermetal.com.br.

Tabela 3.2 – Propriedades químicas e mecânicas do alumínio 5052-F.

PROPRIEDADES QUÍMICAS (%)		
Si	0,25	
Fe	0,40	
Cu	0,10	
Mn	0,10	
Cr	0,15-0,35	
Zn	0,10	
Ti	-	
Al	96,00-99,00	
Outros	0,05-0,15	
PROPRIEDADES MECÂNICAS	MIN.	MÁX.
Limites de Resistência à Tração (Mpa)	170	215
Limite de Escoamento (Mpa)	65	98
Alongamento mínimo em % (50 mm) (1,6 mm de espessura)	19	
Dureza Brinell	47 HB	

Fonte - www.imperiodosmetais.com.br
(1 Mpa = 10⁶N/m²).

Inicialmente, foram realizados estudos para se determinar qual seria o arranjo base mais adequado para a proposta da plataforma de força e a geometria base mais adequada para a célula de carga dentro de cada proposta de plataforma, assim como, o tipo de material a ser utilizado. Para a modelagem das três propostas de plataforma de força foi utilizado o software

SolidWorks 9.0 da *Dassault Systemes SolidWorks Corporation*. Várias questões foram levantadas no sentido de buscar um arranjo de plataforma que otimizasse os seguintes aspectos:

- permitir uma mobilidade adequada ao usuário do sistema, questões de equilíbrio ao caminhar e flexão da sola com a plataforma fixada foram analisadas;
- elevada rigidez dos subconjuntos que compõem a plataforma de força para evitar deformações transversais indesejáveis dos elementos sensores;
- baixo custo e de fácil usinagem, tanto para as peças da plataforma quanto para as células de carga;
- fácil cimentação dos elementos sensores nas células de carga;
- que apresentasse uma geometria tal que permitisse à célula de carga flambar (deformar-se no eixo Y) dentro da região elástica sem correr o risco de entrar na região plástica.

Após definidas e modeladas no software *SolidWorks* as três geometrias base das células de carga, o passo seguinte foi simular numericamente através da análise por elementos finitos no software *SolidWorks* o comportamento mecânico sobre carga para cada célula. Para a simulação por elementos finitos foram utilizados os seguintes critérios de avaliação:

- desacoplamento de forças, neste trabalho as células são uniaxiais (medem deformações em apenas um eixo) e não multiaxiais (medem deformações em vários eixos);
- valores de tensões e deformações mínimos e máximos ao longo da célula de carga;
- coeficiente de segurança;
- limite de escoamento (em MPa) para a região de cimentação dos extensômetros.

3.2.1 Proposta do primeiro protótipo da plataforma de força para marcha humana

Nas Figuras 3.3 e 3.4, são apresentadas a primeira proposta. Nessa proposta as placas de apoio, na cor vermelha apresentam uma adequada transmissão das forças de caminhada para as células de carga. Um dos fatores relevantes, para a construção da plataforma de força, é a rigidez do conjunto para a correta deformação dos elementos sensores e por consequência, a eliminação das deformações transversais dos extensômetros por meio da rigidez do sistema. Na proposta das Figuras 3.3 e 3.4 a rigidez não é garantida, pois para permitir a mobilidade do usuário da plataforma foi projetado uma união por um sistema de rótula entre a placa de apoio (peça na cor vermelha) e a célula de carga (peça na cor verde). A rótula é uma estrutura mecânica que utiliza um pino de aço para unir e permitir movimentos circulares ou angulares entre duas peças. Portanto, se existe uma rótula com folga para permitir o movimento, ou seja, se for possível caminhar usando a plataforma, então o sistema não é rígido, o que não é interessante para a aplicação em questão.

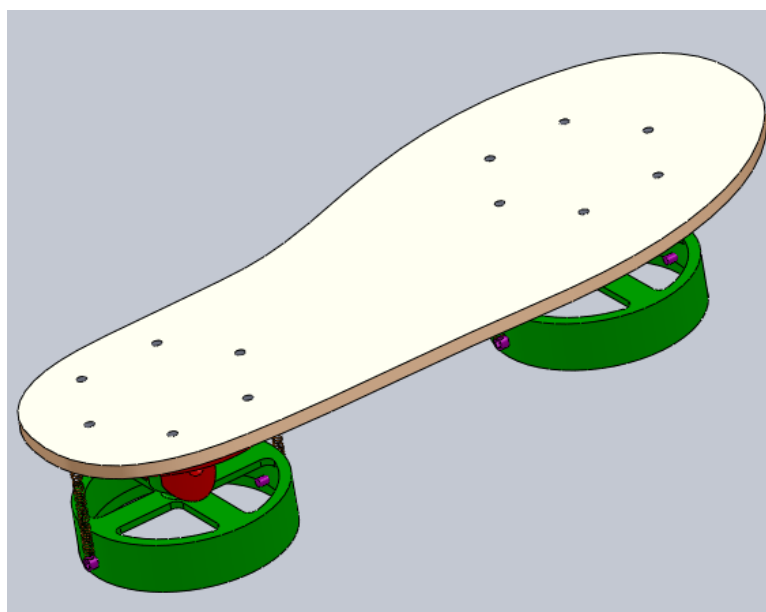


Figura 3.3 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.

As placas em vermelho, Figura 3.4, servem para transmitir os esforços da pisada desde a sola do calçado até as células de carga, peças em verde. As molas que ligam as placas de apoio com as células de carga servem para manter as células sempre na posição horizontal. Na parte superior das placas de apoio observa-se seis furações para a passagem dos parafusos para a fixação dos subconjuntos à sola do calçado.

Na parte interna das células de carga foi projetado um rebaixo para o alojamento da placa do condicionador de sinais para os sensores, além de quatro regiões vazadas na superfície superior das células que servem para alívio de massa e para gerar o elemento elástico para a deformação dos sensores.

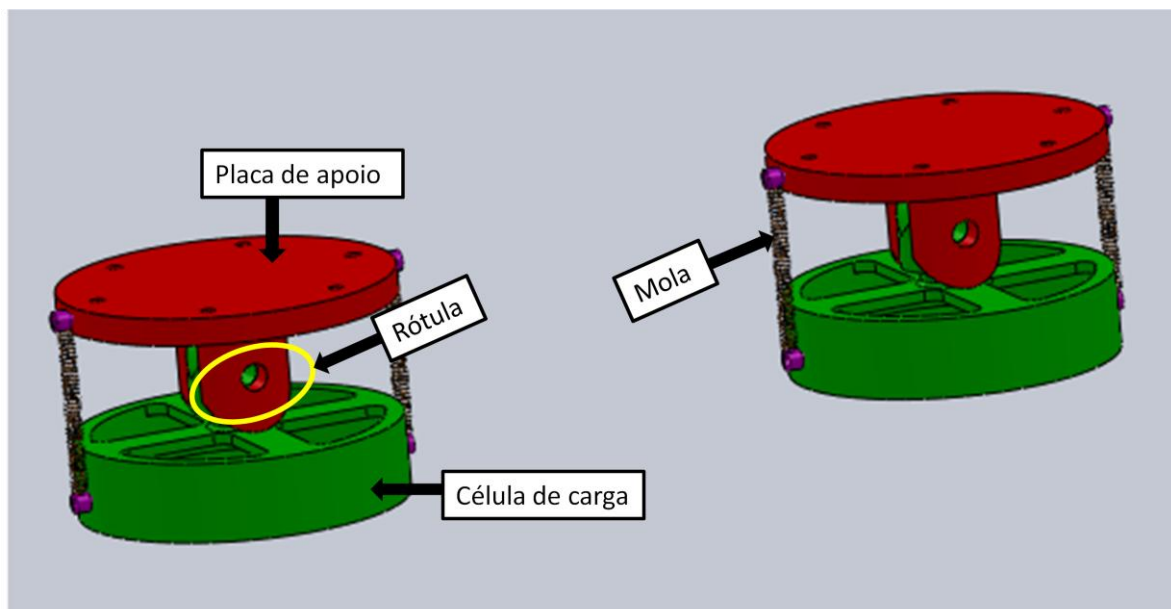


Figura 3.4 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque os dois subconjuntos das células de carga.

O objetivo da análise por elementos finitos foi estimar a carga máxima admissível e a distribuição dos níveis de tensão na célula de carga, antes da usinagem da peça. Utilizou-se um carregamento uniaxial na direção vertical (F_y conforme convenção para plataformas de força) de 900 N, simulando a utilização da plataforma por uma pessoa de até 90 kgf.

O limite de escoamento mínimo σ_e para o alumínio 5052-F utilizado nas simulações numéricas é de 65 MPa e o limite de escoamento máximo é de 98 MPa. Um nível de tensão

superior a 98 MPa implicaria na presença do regime plástico (deformações permanentes), podendo levar a célula de carga a funcionar de forma não satisfatória. Para melhor visualização da distribuição das tensões de escoamento na geometria da célula em desenvolvimento observar a barra de cores no lado direito da Figura 3.5.

A Figura 3.5 indica que a tensão máxima ocorrida foi de 190 MPa, região pontual amarela, e 126 MPa, regiões em verde, sendo que a peça entrará no regime plástico, pois a tensão de escoamento máxima do alumínio naval 5052-F é de 98 MPa, não sendo a geometria mais indicada para a aplicação proposta.

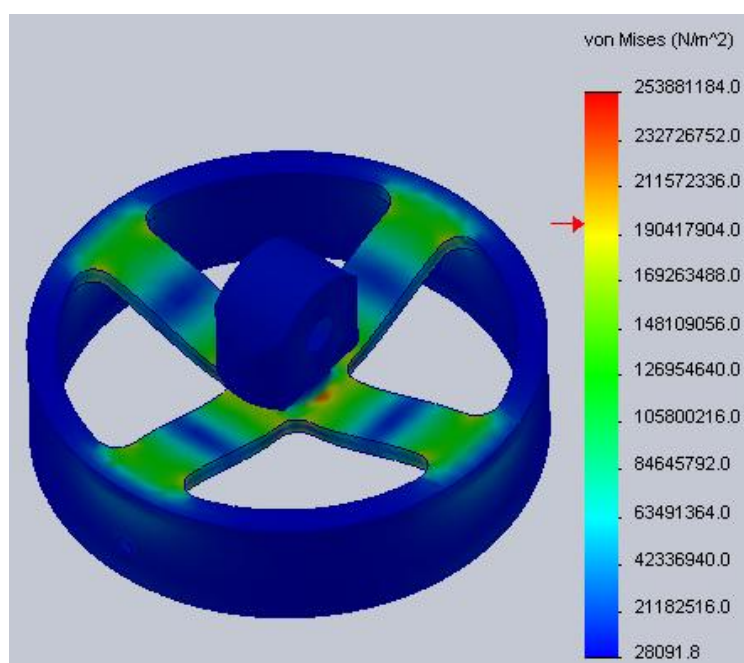


Figura 3.5 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.

Com relação ao comportamento das deformações ao longo da peça, a Figura 3.6 mostra como ocorrem essas deformações, sendo que os valores de deformação são verificados na legenda de cores geradas pelo *SolidWorks*. Essa análise é fundamental, pois a partir dela pode-se determinar os locais mais adequados para posterior cimentação dos extensômetros.

A deformação máxima do *strain-gage* utilizado para essa aplicação é de aproximadamente 0,5 mm. Analisando o diagrama de deformações observa-se que a região indicada pela seta apresenta uma deformação de 0,157 mm que está dentro da faixa de

utilização do extensômetro. Portanto em termos de deformações a geometria da célula da Figura 3.6 apresenta-se adequada para a aplicação.

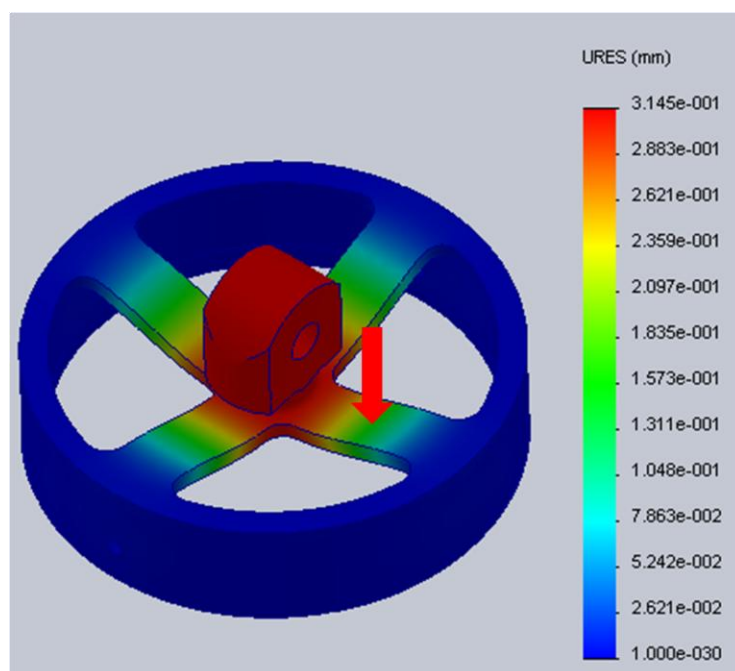


Figura 3.6 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula, a seta indica o local da cimentação dos extensômetros.

Entretanto a proposta desse protótipo foi rejeitada devido aos seguintes aspectos:

- baixa rigidez dos subconjuntos que compõem a plataforma de força;
- baixa mobilidade;
- valores de tensões de escoamento acima dos valores máximos para o material das células;
- alto custo de fabricação devido ao grande volume de material a ser removido nas células e discos de apoio;
- alta complexidade da usinagem das células de carga.

3.2.2 Proposta do segundo protótipo da plataforma de força para marcha humana

Nas Figuras 3.7 e 3.8 é apresentado a segunda proposta de plataforma de força de pequeno porte para marcha humana. Nessa proposta as placas de apoio, na cor cinza

apresentam uma adequada transmissão das forças de caminhada para as células de carga. Dentre os fatores importantes para construção de uma plataforma de força encontra-se a rigidez dos conjuntos mecânicos que a constituem. A rigidez é essencial para a correta deformação dos elementos sensores. Os extensômetros apresentam deformação longitudinal e transversal da grade, sendo que essas deformações dependem das direções das forças aplicadas na estrutura a qual estão cimentados. Entretanto a deformação transversal da grade é indesejável neste projeto, portanto deve-se procurar eliminar as deformações transversais por meio da rigidez do sistema. Na proposta das Figuras 3.7 e 3.8 a rigidez não é garantida, pois as células desse conjunto podem apresentar elevada flambagem tanto para fora quanto para dentro do solado implicando em uma deformação transversal indesejável sobre os extensômetros. Esta é uma proposta que não permite uma mobilidade e nem equilíbrio adequado ao caminhar por parte do usuário da plataforma, o que não é interessante para a aplicação em questão.

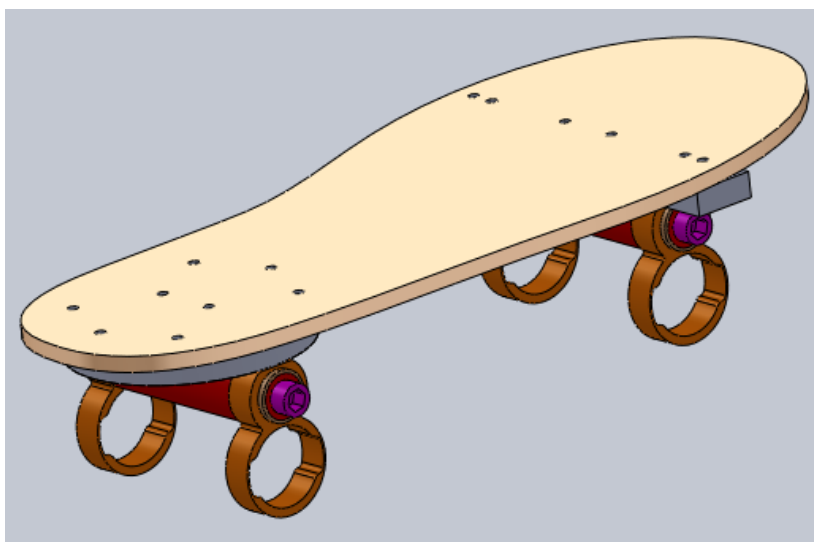


Figura 3.7 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.

As placas em cinza, Figura 3.8, servem para transmitir os esforços da pisada desde a sola do calçado até as células de carga, peças em marrom. Na parte superior das placas de

apoio observa-se seis furações para a passagem dos parafusos para a fixação dos subconjuntos à sola do calçado.

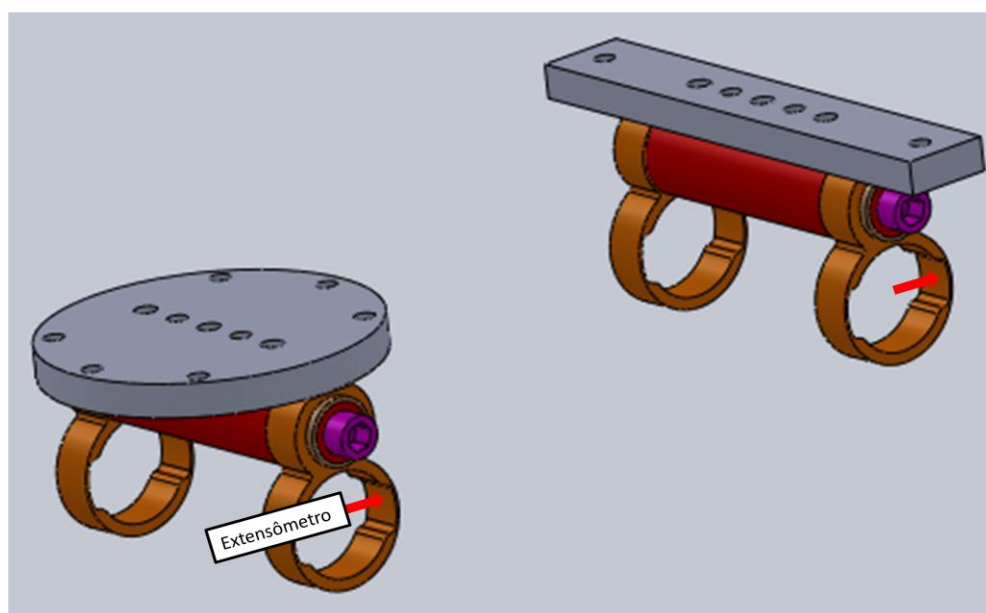


Figura 3.8 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque as duas células de carga e o local de cimentação dos extensômetros.

O objetivo da análise por elementos finitos foi estimar a carga máxima admissível e a distribuição dos níveis de tensão na célula de carga, antes da usinagem da peça. Utilizou-se um carregamento uniaxial na direção vertical (F_y conforme convenção para plataformas de força) de 450 N, simulando a utilização da plataforma por uma pessoa de até 90 kgf, tem-se na situação de carregamento máximo de 900 N dividido em duas células suportando 450 N cada.

O limite de escoamento mínimo σ_e para o alumínio 5052-F utilizado nas simulações numéricas é de 65 MPa e o limite de escoamento máximo é de 98 MPa. Um nível de tensão superior a 98 MPa implicaria na presença do regime plástico (deformações permanentes), podendo levar a célula de carga a funcionar de forma não satisfatória. Para melhor visualização da distribuição das tensões de escoamento na geometria da célula em desenvolvimento observar a barra de cores no lado direito da Figura 3.9.

A Figura 3.9 indica que a tensão máxima ocorrida foi de 153 MPa, região pontual vermelha, e 92 MPa, regiões em verde, sendo que a peça entrará no regime plástico, pois a tensão de escoamento máxima do alumínio naval 5052-F é de 98 MPa, sendo a geometria indicada para a aplicação em desenvolvimento.

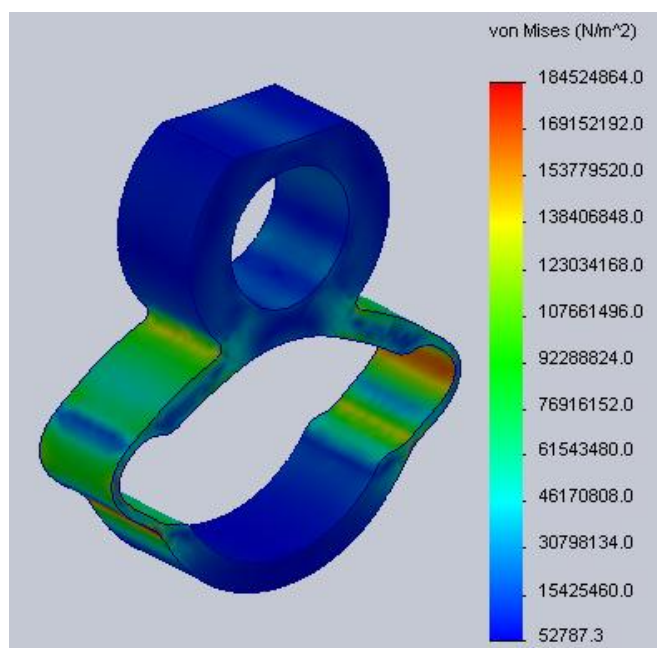


Figura 3.9 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.

Com relação ao comportamento das deformações ao longo da peça, a Figura 3.10, mostra como ocorrem essas deformações, verificando seus valores pela indicação da legenda de cores do *SolidWorks*. Essa análise é fundamental, pois a partir dela pode-se determinar os locais mais adequados para posterior cimentação dos extensômetros.

A deformação máxima do *strain-gage* utilizado para essa aplicação é de aproximadamente 0,5 mm. Analisando o diagrama de deformações observa-se que a região indicada pela seta apresenta uma deformação de 0,0789 mm que está dentro da faixa de utilização do extensômetro. Portanto em termos de deformações a geometria da célula da Figura 3.10 apresenta-se adequada para a aplicação.

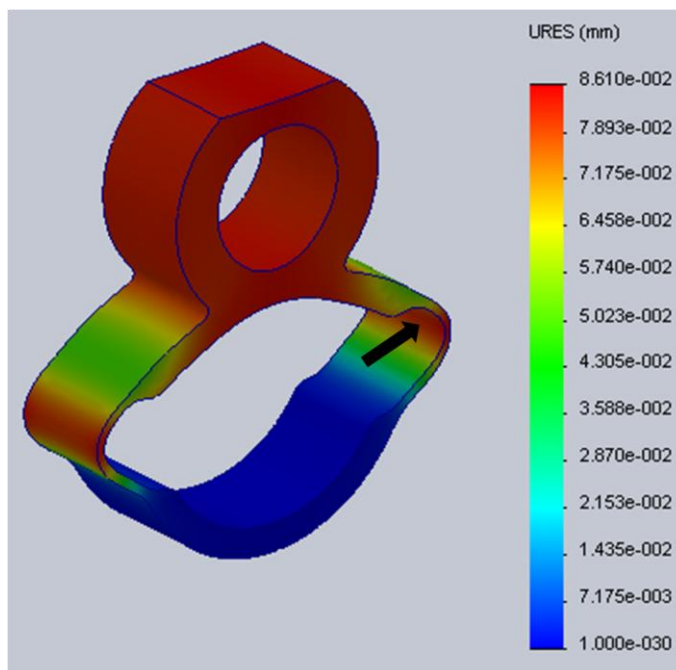


Figura 3.10 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula, a seta indica o local da cimentação dos extensômetros.

Entretanto a proposta desse protótipo foi rejeitada devido aos seguintes aspectos:

- baixa rigidez dos subconjuntos que compõem a plataforma de força;
- baixa mobilidade;
- baixo equilíbrio.

3.2.3 Proposta do terceiro protótipo da plataforma de força para marcha humana

Nas Figuras 3.11 e 3.12 é apresentado a terceira proposta de plataforma de força de pequeno porte para marcha humana, sendo a proposta adotada. Nessa configuração as placas de apoio, na cor cinza apresentam uma adequada transmissão das forças de caminhada para as células de carga. Dentre os fatores importantes para a construção de uma plataforma de força encontra-se a rigidez dos conjuntos mecânicos que a constituem. A rigidez é essencial para a correta deformação dos elementos sensores. Os extensômetros apresentam deformação longitudinal e transversal da grade, sendo que essas deformações dependem das direções das forças aplicadas na estrutura a qual estão cimentados, entretanto a deformação transversal da

grade é indesejável neste projeto, pois causaria erros de medição da força vertical durante a marcha, portanto deve-se procurar eliminar as deformações transversais por meio da rigidez do sistema. Nessa configuração temos uma elevada rigidez aliada a uma mínima massa. No intuito de aumentar a rigidez mecânica, utilizou-se na plataforma escolhida, três eixos de encosto, sendo dois de aço e um de alumínio, todos os eixos utilizam parafusos tipo Allen M6 para garantir os apertos necessários.

A alta rigidez requerida tem o objetivo de diminuir ao máximo a flexão e a torção dos subconjuntos que compõem a plataforma de força, dessa forma, garante-se uma transmissão praticamente total do esforço recebido pela superfície das placas superiores de apoio (durante a caminhada ou corrida) às células de carga colocadas imediatamente abaixo.

Nesta proposta foi incluída um fenda em forma de “meia-lua” com o objetivo de concentrar as deformações nessa região e criar uma região otimizada para a cimentação dos extensômetros, além de criar uma região com propriedades de mola para facilitar a compressão dos extensômetros.

A célula de carga da terceira proposta foi selecionada devido ao custo de usinagem moderado e também por apresentar uma boa mobilidade do ato de caminhar, facilidade obtida pelo raio na parte inferior da célula (Figura 3.13), sendo que nesse raio será colado um pedaço de câmara de pneu para aumentar a aderência com o solo.

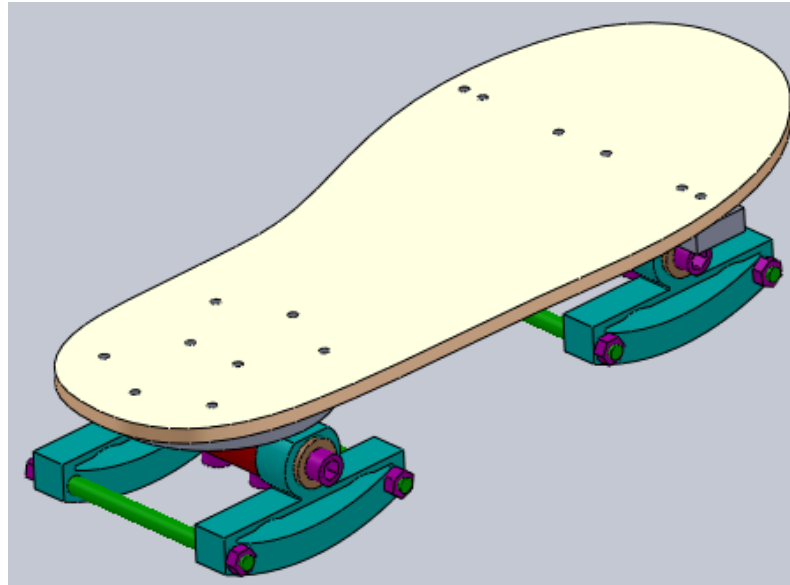


Figura 3.11 – Projeto da primeira opção de plataforma de força, em destaque o solado com a furação para fixação.

As placas em cinza, Figura 3.12, servem para transmitir os esforços da pisada desde a sola do calçado até as células de carga, peças em azul. Na parte superior das placas de apoio observa-se seis furações para a passagem dos parafusos para a fixação dos subconjuntos à sola do calçado. A placa do condicionador será fixada entre os eixos espaçadores de cada subconjunto, acima dos eixos de aço, na cor verde, e abaixo do eixo de alumínio, na cor vermelha, Figura 3.12.

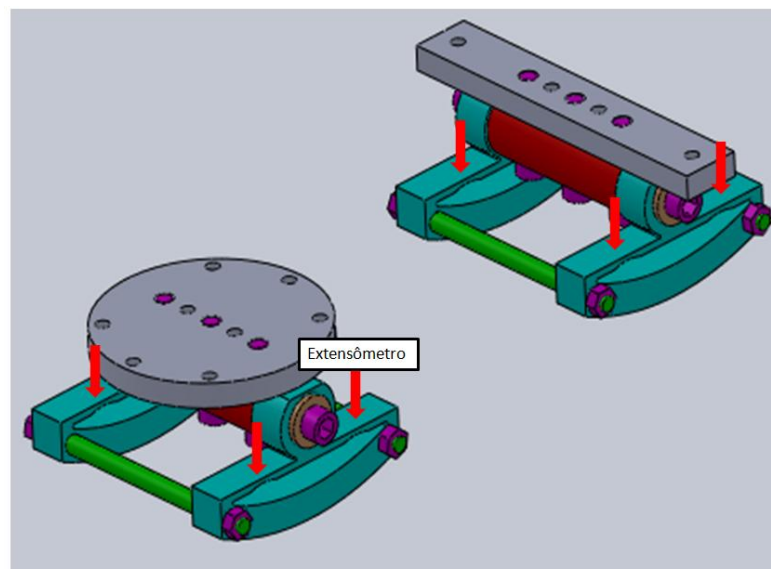


Figura 3.12 – Conjunto mecânico sem o solado, em destaque as duas células de carga, as setas indicam o local de cimentação dos extensômetros.

Vista ampliada da célula de carga adotada onde pode-se ver as fendas em forma de “meia-lua” com o intuito de concentrar as deformações nessa região e criar uma região otimizada para a cimentação dos extensômetros.

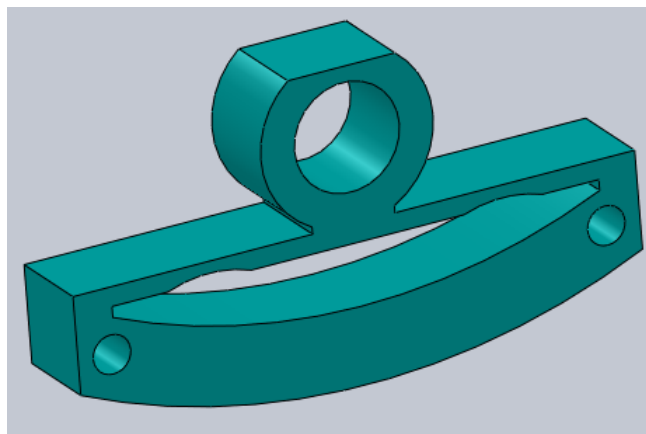


Figura 3.13 – Desenho sólido da célula de carga.

O objetivo da análise por elementos finitos foi estimar a carga máxima admissível e a distribuição dos níveis de tensão na célula de carga, antes da usinagem da peça. Utilizou-se um carregamento uniaxial na direção vertical (F_y conforme convenção para plataformas de força) de 450 N, simulando a utilização da plataforma por uma pessoa de 90 kgf, tem-se na situação de carregamento máximo 900 N dividido em duas células suportando 450 N cada.

O limite de escoamento mínimo σ_e para o alumínio 5052-F utilizado nas simulações numéricas é de 65 MPa e o limite de escoamento máximo é de 98 MPa. Um nível de tensão superior a 98 MPa implicaria na presença do regime plástico (deformações permanentes), podendo levar a célula de carga a funcionar de forma não satisfatória. Para melhor visualização da distribuição das tensões de escoamento na geometria da célula em desenvolvimento observar a barra de cores no lado direito da Figura 3.14.

A Figura 3.14 indica que a tensão máxima ocorrida foi de 115 MPa, região pontual vermelha que é muito pequena e será desconsiderada na análise, e 68 MPa, regiões em verde que são predominantes, sendo que a peça ficará dentro do regime elástico, pois a tensão de

escoamento máxima do alumínio naval 5052-F é de 98 MPa, sendo a geometria indicada para a aplicação em desenvolvimento.

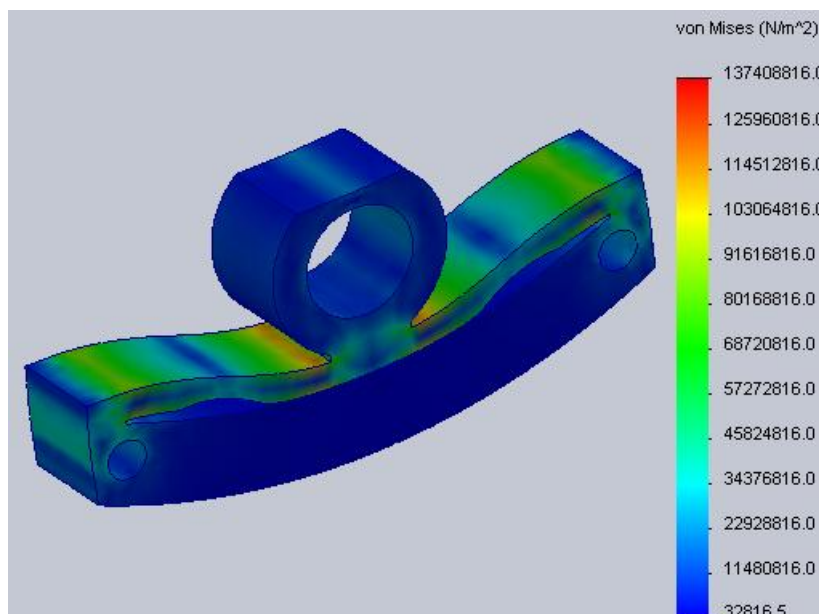


Figura 3.14 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.

Com relação ao comportamento das deformações ao longo da peça, a Figura 3.15 mostra como ocorrem essas deformações, verificando seus valores pela indicação da legenda de cores do *SolidWorks*. Essa análise torna-se fundamental, pois a partir dela pode-se determinar os locais mais adequados para posterior cimentação dos extensômetros.

A deformação máxima do *strain-gage* utilizado para essa aplicação é de aproximadamente 0,5 mm. Analisando o diagrama de deformações observa-se que a região indicada pela seta apresenta uma deformação de 0,099 mm que está dentro da faixa de utilização do extensômetro. Portanto em termos de deformações a geometria da célula da Figura 3.13 apresenta-se adequada para a aplicação.

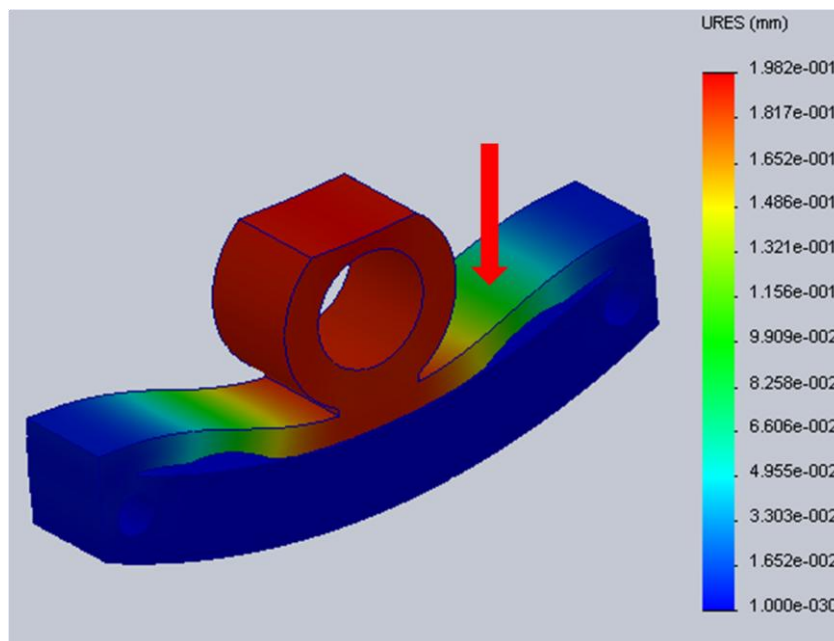


Figura 3.15 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula, a seta indica o local da cimentação dos extensômetros .

A proposta desse protótipo foi aceita devido aos seguintes aspectos:

- alta rigidez dos subconjuntos que compõem a plataforma de força;
- mobilidade adequada devido ao raio na parte inferior das células;
- valores de tensões de escoamento abaixo dos valores máximos para o material das células.
- custo de fabricação moderado pois não requer usinagem das superfícies laterais sendo baixo o volume de material removido ;
- baixa complexidade da usinagem das células de carga.

3.3 Sensoriamento das células de carga por extensômetros

Durante as simulações numéricas realizadas, foi observado o carregamento máximo admissível, bem como os locais onde, pelo nível de deformação, os *strain-gages*, deveriam ser fixados (ver Figura 3.13). Dessa maneira, alguns critérios devem ser observados quanto a superfícies de colagem e tipo de sensor:

- superfície de fixação – a base do *strain-gage* deve ser adequada ao tipo de superfície onde vai ser fixado;
- compensação térmica – se a superfície escolhida for um metal como alumínio, o *strain-gage* escolhido deve ter essa codificação, para que haja uma melhor transmissão e uniformidade com relação às variações térmicas;
- sensibilidade e imunidade maior ao ruído – nas aplicações de uso geral, os *strain-gages* de 120 Ω são os mais indicados, devido ao menor custo. No entanto, quanto maior a resistência da grade pode-se obter um sinal de mais alto nível elétrico excitando-se a ponte da célula com $\pm 5 V$ para extensômetros de 350 Ω comparativamente a uma excitação de $\pm 2,5 V$ para extensômetros de 120 Ω .

Concluída a usinagem da célula de carga, o próximo passo foi a colagem dos *strain-gages* nas regiões já determinadas pelas análises realizadas na simulação numérica por FEM, ver setas indicativas na Figura 3.16.

Em geral os *strain-gages* são fixados aos pares, de forma a detectar as deformações de compressão ou de tração mecânica em determinada região, montados na configuração ponte completa, que proporciona a maior sensibilidade dentre as três configurações mais usadas na prática (1/4 ponte, 1/2 ponte e ponte completa), além de compensar, de forma mais satisfatória as variações de temperatura, pois os quatro elementos ativos ou sensores (mesmo coeficiente térmico) que compõem a ponte, sofrem as mesmas variações de resistência com a temperatura. Em função do custo, da disponibilidade de material e do espaço disponível foi utilizado a configuração meia ponte (ver Figura 3.17).

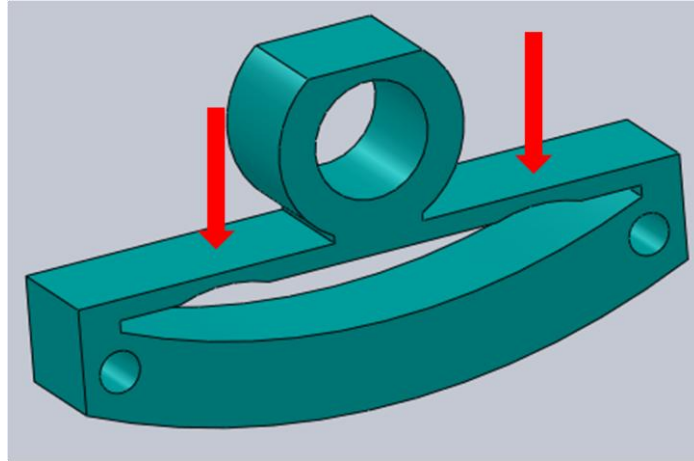


Figura 3.16 – Desenho sólido da célula de carga, as setas indicam o local da cimentação dos extensômetros.

Para a fixação dos *strain-gages*, procurou-se adotar todas as recomendações dos fabricantes durante o processo de colagem e cura. Há que se ressaltar que fatores como a limpeza adequada da região de colagem, escolha do adesivo correto e as medidas adicionais de proteção aos *strain-gages*, (por exemplo, proteção contra umidade e desgastes mecânicos), são itens fundamentais para a precisão nas medidas e para a longa vida útil das células de carga projetadas.

As superfícies das células foram lixadas até um acabamento polido, após a cimentação os sensores foram protegidos com silicone em gel para proteger os sensores da contaminação por partículas indesejáveis, como poeira, entre outras.

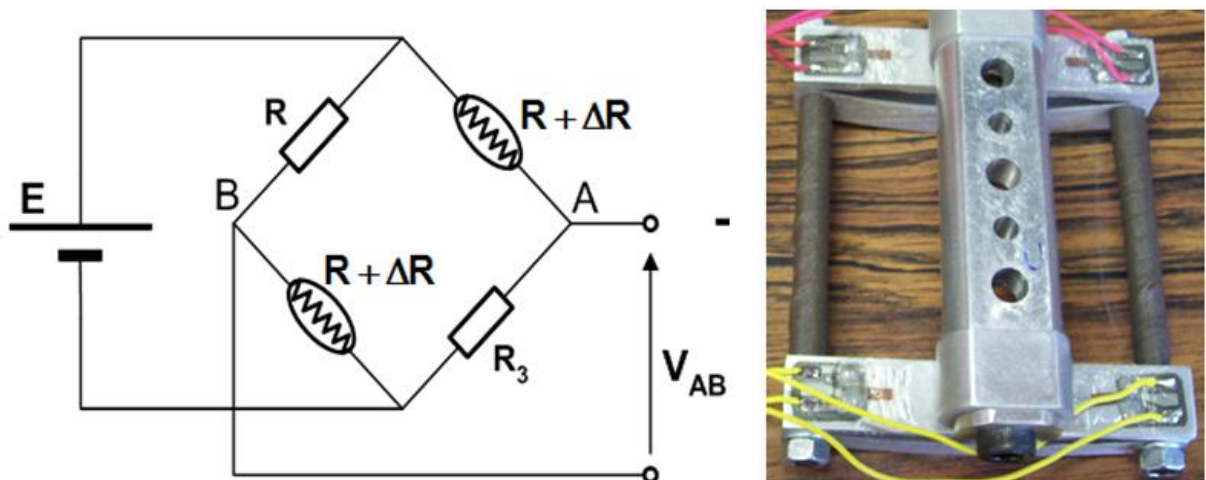


Figura 3.17 – Configuração meia ponte para montagem dos extensômetros nas células de carga e foto das células com quatro extensômetros cimentados.

3.4 Projeto do condicionador de sinais

A Figura 3.19 apresenta o condicionador proposto para este trabalho. A referência de tensão REF02 fornece uma tensão precisa de 10,00 V em sua saída, que é importante para evitar oscilações indesejáveis na saída da ponte de Wheatstone na qual estão montados os extensômetros na configuração de $\frac{1}{2}$ ponte. A tensão de 10,00 V da saída da REF02 é reduzida para -1,2 V através de um amplificador na configuração inversor, essa redução é de extrema importância, pois se a tensão de alimentação não ficar em um nível adequado o *strain-gage* será danificado. Geralmente *strain-gages* deste tipo podem dissipar no máximo 20 mW ou através dele pode passar uma corrente de no máximo 13 mA. Como a alimentação da ponte é de -1,2 V a corrente em cada braço da ponte de Wheatstone e conseqüentemente em cada *strain-gage* é limitada em 5 mA. Após o amplificador inversor existe um *buffer* com ganho unitário que tem a função de fornecer corrente para o restante do circuito conforme Figura 3.19. Observando-se que a potência máxima que o *strain-gage* pode dissipar depende da superfície ao qual o mesmo está cimentado.

Após a ponte de Wheatstone existe dois estágios de amplificação, o primeiro estágio apresenta ganho de 19,2 e o segundo estágio ganho de 100,5, totalizando um ganho de 1929,6. Os dois primeiros estágios de amplificação são feitos com o amplificador de instrumentação INA101, o esquema interno desse componente pode ser vista na Figura 3.18.

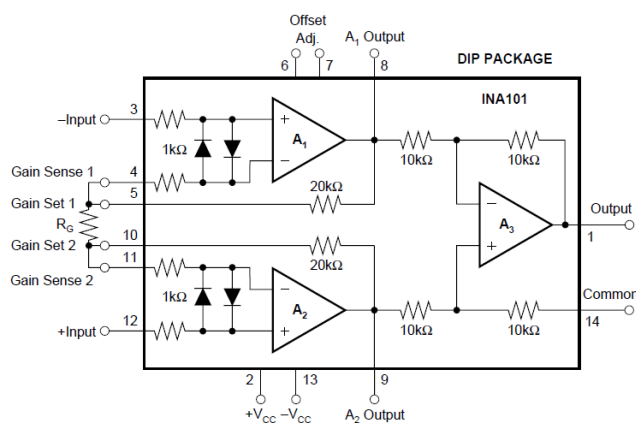


Figura 3.18 – Esquema interno do amplificador de instrumentação INA101.

Fonte – Datasheet da Texas - www.ti.com

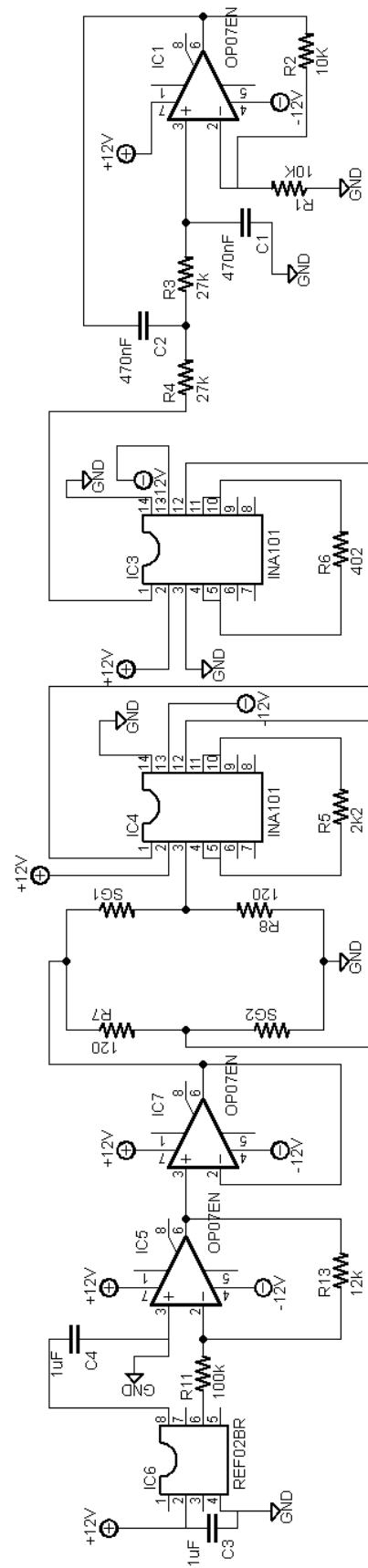


Figura 3.19 - Circuito do condicionador utilizado

Após os dois estágios de amplificação existe um estágio de filtragem. Independentemente das etapas de amplificação adotadas, os sinais provenientes das células podem conter frequências indesejáveis causadas por induções eletromagnéticas de 60Hz provenientes da rede elétrica, ruídos elétricos que advém de cabos de alimentação com baixa ou nenhuma blindagem e a presença no ambiente de componentes que retém energia estática.

Conhecendo-se a faixa de frequência de interesse, a frequência da marcha humana é baixa e fica em torno de 5 Hz, deve-se retirar do sinal amplificado as componentes de alta frequência indesejáveis. Utilizou-se um amplificador operacional OP07 para implementar um filtro passa baixa Salen-Key de 2ª ordem com frequência de corte de 14 Hz e com um ganho de 2.

A frequência de corte do filtro é dada pela Equação 3.1.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

Arbitrando $C=C_1=C_2=470$ nF e usando $R=R_3=R_4=27$ k Ω na Equação 3.1, obtem-se para a frequência de corte do filtro 14 Hz.

O ganho do filtro é dado pela Equação 3.2.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (3.2)$$

Usando $R_1=R_2=10$ k Ω , na Equação 3.2, obtem-se um ganho de 2 para o filtro passa baixas. O ganho total do estágio de amplificação do condicionador será, portanto, de 3855, pois os dois primeiros estágios de amplificação fornecem um ganho de 1929,6 que é multiplicado pelo ganho de 2 do filtro. É importante ressaltar que devido ao dimensionamento da célula de carga o ganho necessário para uma boa excursão do sistema é muito elevado. Com proposta futura é proposto um retrabalho na célula de carga o que irá permitir a redução drástica deste ganho. Por se tratar de um protótipo, do custo envolvido e do bom

funcionamento do sistema proposto, o condicionamento foi deixado assim. Na Figura 3.20 tem-se a placa de circuito impresso para o condicionador de sinais projetado. Na placa da Figura 3.20 estão montados dois condicionadores.

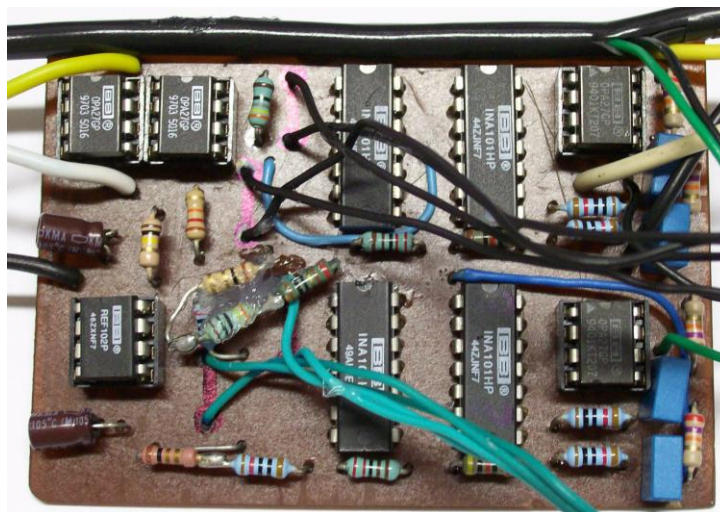


Figura 3.20 – Placa de circuito impresso do condicionador de sinais projetado. Cada placa possui dois condicionadores.

3.5 Sistema de aquisição de dados

Para a realização da aquisição de dados foi selecionado a placa de aquisição da *National Instruments*, NI USB 6009 (Figura 3.21), pois além da vantagem da facilidade de comunicação entre a placa e a ferramenta de programação LabVIEW, que está sendo utilizada no presente trabalho, a placa de aquisição utiliza a porta USB para a entrada dos dados, podendo ser utilizada em qualquer computador atual. Além do baixo custo da mesma quando comparado a outras placas de aquisição comerciais.



Figura 3.21 – Placa de aquisição NI USB 6009.

Essa placa de aquisição também apresenta diversas outras funcionalidades como oito canais de entrada analógica com resolução de 12 bits e taxa de amostragem de 48 kS/s. A tensão de entrada máxima para os canais analógicos é de ± 10 V, o que serve perfeitamente para a aplicação em que será utilizada (Favieiro, 2009).

3.6 Plataforma de software

A linguagem de programação escolhida para o desenvolvimento do software do sistema proposto é o LabVIEW. O LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é uma linguagem de programação gráfica originária da *National Instruments*. A primeira versão surgiu em 1986 para o *Macintosh* e atualmente existem versões multiplataforma.

Os principais campos de aplicação do LabVIEW são a realização de medições utilizando-se uma placa de aquisição de dados e a automação de sistemas. A programação é feita de acordo com o modelo de fluxo de dados, o que oferece a esta linguagem vantagens para a aquisição de dados e para a sua manipulação.

Os programas em LabVIEW são chamados de instrumentos virtuais ou, simplesmente, VIs. São compostos pelo painel frontal, que contém a interface, e pelo diagrama de blocos, que contém o código gráfico do programa. O programa não é processado por um interpretador, mas sim compilado. Deste modo seu desempenho é comparável ao exibido pelas linguagens de programação de alto nível (Favieiro, 2009).

A aquisição do banco de dados foi obtida através de uma rotina criada no software LabVIEW 9.0 (ver Figura 3.23), que lê os dados de entrada de oito canais, pois são oito células de carga, adquiridos através da placa NI USB 6009 e os coloca em um arquivo com extensão “.lvm”. Cada aquisição de dados é armazenada em um arquivo único que contém informações, como por exemplo, o dia, a hora da aquisição, o nome do canal, a taxa de

amostragem em que os sinais foram coletados, neste caso 1 kHz, a unidade dos dados, e o mais importante, uma tabela em que a primeira coluna é o tempo relativo de aquisição dos dados, começando no tempo 0 e sendo acrescido de 1 ms (período determinado neste projeto para a aquisição de dados) até o término da aquisição. A segunda coluna armazena o valor adquirido do sinal, neste caso tensão, no instante de tempo referente à primeira coluna, conforme é mostrado na Figura 3.22 (adaptado de Favieiro, 2009).

```

Ensaio12.txt - Notepad
File Edit Format View Help
LabVIEW Measurement
Writer_Version 2
Reader_Version 2
Separator Tab
Decimal_Separator ,
Multi_Headings No
X_Columns One
Time_Pref Absolute
Operator Balbinot
Date 2010/11/25
Time 16:21:37,5322500833530951418
***End_of_Header***

Channels 8
Samples 10000 10000 10000 10000 10000 10000 10000 10000
Date 2010/11/25 2010/11/25 2010/11/25 2010/11/25 2010/11/25 2
Time 16:21:47,544921875 16:21:47,544921875 16:21:47,54492187
Y_Unit_Label Volts Volts Volts Volts Volts Volts Volts Volts v
X_Dimension Time Time Time Time Time Time Time Time T
X0 0,0000000000000000E+0 0,0000000000000000E+0 0,0000000000000000
Delta_X 0,001000 0,001000 0,001000 0,001000 0,001000 0
***End_of_Header***

X_Value Célula I - Canal 0 Célula II - Canal 1 Célula III - Cana
0,000000 -0,586863 -2,147390 -3,854672 -1,272760
0,001000 -0,597061 -2,147390 -3,854672 -1,282954
0,002000 -0,597061 -2,157585 -3,854672 -1,272760
0,003000 -0,607260 -2,157585 -3,854672 -1,272760
0,004000 -0,617458 -2,167781 -3,864856 -1,272760
0,005000 -0,617458 -2,167781 -3,864856 -1,272760
0,006000 -0,627656 -2,177977 -3,864856 -1,272760
0,007000 -0,627656 -2,177977 -3,864856 -1,272760
0,008000 -0,627656 -2,177977 -3,864856 -1,282954

```

Figura 3.22 – Arquivo de dados adquiridos.

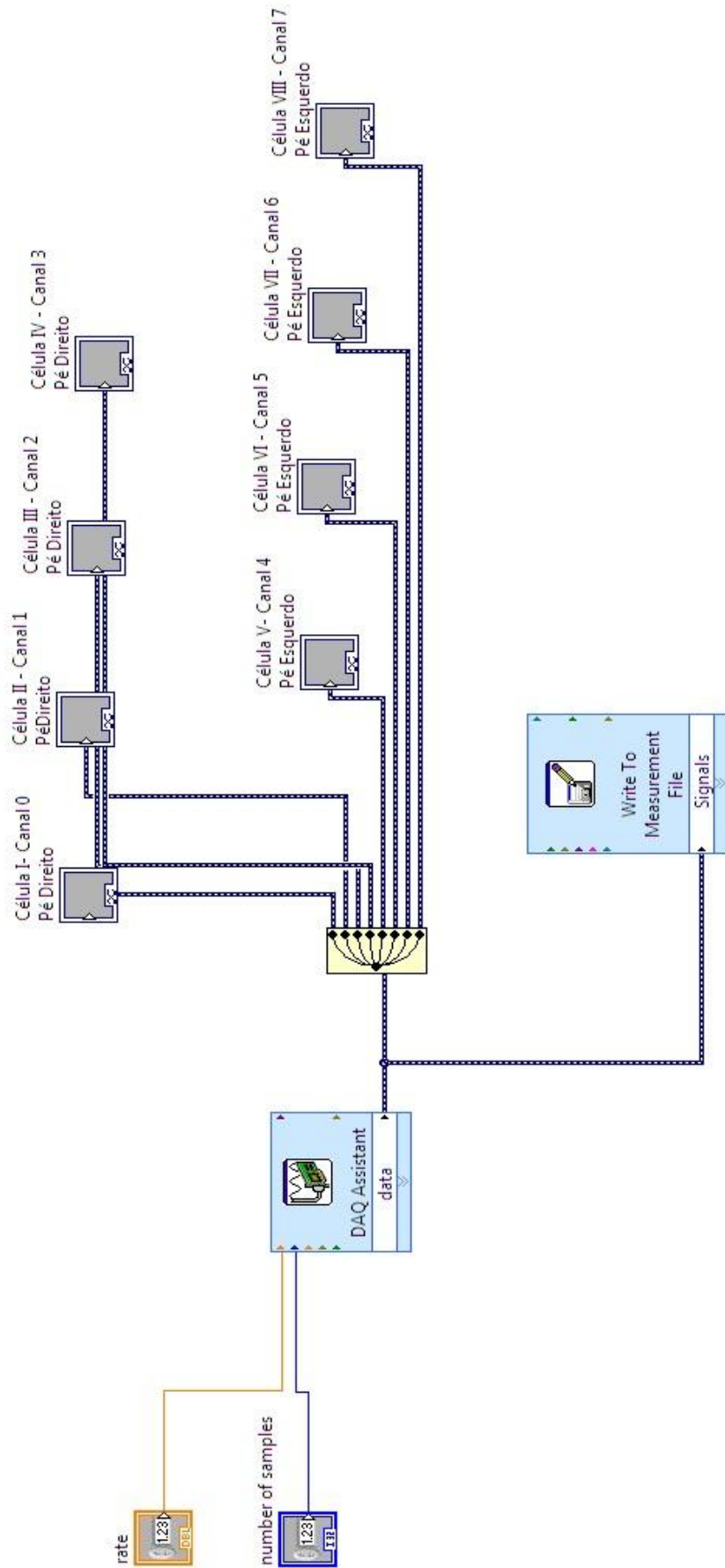


Figura 3.23 – Simples rotina para aquisição dos dados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta a validação do condicionador de sinais através da aplicação de formas de onda conhecidas. Os procedimentos e etapas de montagem da plataforma de força. A determinação das funções de transferência das oito células utilizadas neste projeto através da aplicação de cargas definidas. É destacado também a simulação das frequências de ressonância das células de carga com a utilização do *software Solidworks 9.0* e a validação através de um acelerômetro de alta qualidade. Finalizando com o ensaio de marcha utilizando três voluntários e análise dos gráficos de força em função do tempo.

4.1 Validação do sistema de condicionamento

Os estagios de amplificação dos condicionadores foram calculados para ter um ganho de tensão de 3855, ou seja, injetando-se um sinal senoidal de baixa frequência de 5 mVpp na entrada do primeiro estagio de amplificação do condicionador de sinais para uma célula de carga obtém-se 19 Vpp na saída do ultimo estagio, que é o filtro passa baixa, que além de atenuar sinais de alta frequência também fornece um ganho de tensão de 2, conforme Figura 4.1. Na Figura 4.1 é aplicado 5 mVpp com uma frequência de 10 Hz, nenhuma atenuação é observada na amplitude do sinal de saída.

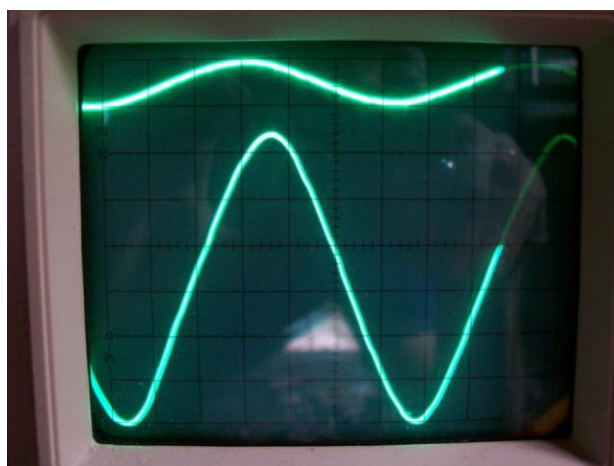


Figura 4.1 – Formas de onda dos sinais de entrada e saída do condicionador de sinais.

Colocando-se um sinal senoidal de 5 mVpp com uma frequência de 35 Hz na entrada do banco de amplificadores obtém-se uma pequena atenuação do sinal na saída do condicionador conforme Figura 4.2.

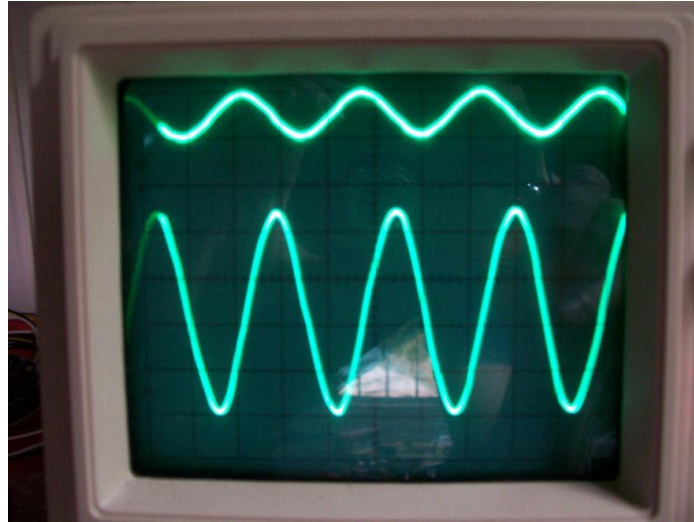


Figura 4.2 – Formas de onda dos sinais de entrada e saída do condicionador de sinais, o sinal de entrada possui frequência de 35 Hz.

Colocando-se um sinal senoidal de 5 mVpp com uma frequência de 1 kHz na entrada do banco de amplificadores obtém-se praticamente a total atenuação do sinal de saída conforme Figura 4.3.

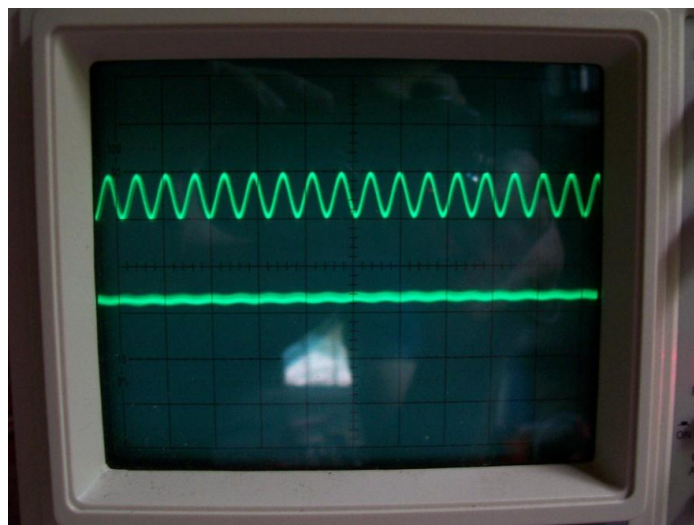


Figura 4.3 – Formas de onda dos sinais de entrada e saída do condicionador de sinais, o sinal de entrada possui frequência de 1 KHz.

Como a faixa de frequência de interesse que é a frequência da marcha humana está em torno 5 Hz observa-se que o condicionador e o filtro passa baixas atende perfeitamente os requisitos necessários para este projeto.

4.2 Montagem da plataforma de força

Na Figura 4.4 observa-se a célula de carga já usinada, fabricada através do processo de eletroerosão a fio. Ao todo foram fabricadas oito células, pois cada solado recebe quatro células. Na Figura 4.5 observa-se a fixação das placas de apoio, responsáveis por transmitir os esforços durante a marcha humana para os subconjuntos que contem as células de carga, a fixação é feita por meio de parafusos para madeira. A Figura 4.6 mostra os dois subconjuntos da plataforma de força com seus respectivos condicionadores de sinais, onde pode-se observar quatro chicotes de fios na cor preto, verde, amarelo e vermelho responsáveis por fornecer os sinais dos extensômetros cimentados nas células de carga até os condicionadores de sinais.



Figura 4.4 – Vista lateral da célula de carga fabricada.



Figura 4.5 – Placas de apoio fixadas na sola do calçado por meio de parafusos.

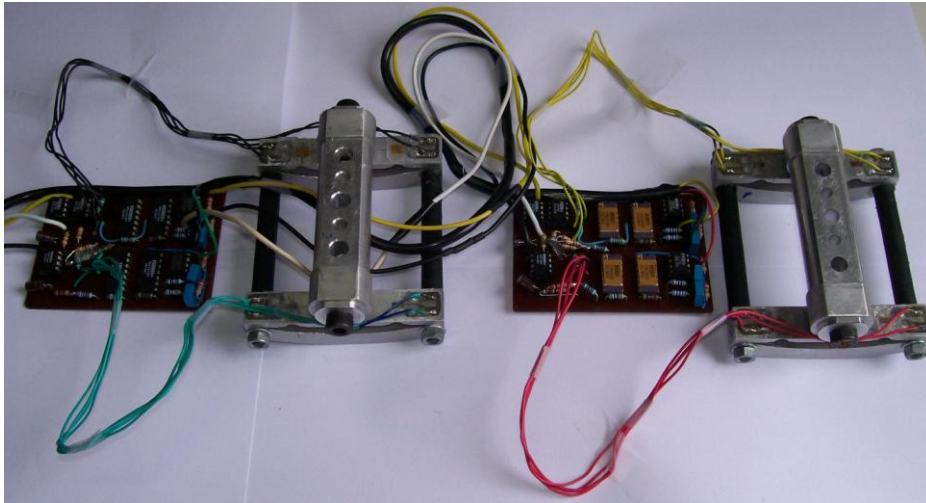


Figura 4.6 – Vista dos subconjuntos da plataforma de força com seus respectivos condicionadores de sinais. Cada placa possui dois condicionadores.

Na Figura 4.7 observa-se os subconjuntos da plataforma de força fixados por meio de três parafusos Allen M6 para cada subconjunto às placas de apoio.



Figura 4.7 – Vista dos subconjuntos da plataforma de força fixados por meio de parafusos Allen M6 às placas de apoio.

A Figura 4.8 apresenta a plataforma de força completa, com seus dois subconjuntos e com seus respectivos condicionadores de sinais, cada subconjunto apresenta duas células de carga, portanto na Figura 4.8 observa-se quatro células de carga na configuração $\frac{1}{2}$ ponte.



Figura 4.8 – Vista completa da plataforma de força de pequeno porte para solado com as placas dos condicionadores de sinais montadas nos dois subconjuntos.

A Figura 4.9 apresenta a vista lateral da plataforma de força de pequeno porte para solado com as placas dos condicionadores de sinais montadas nos dois subconjuntos.

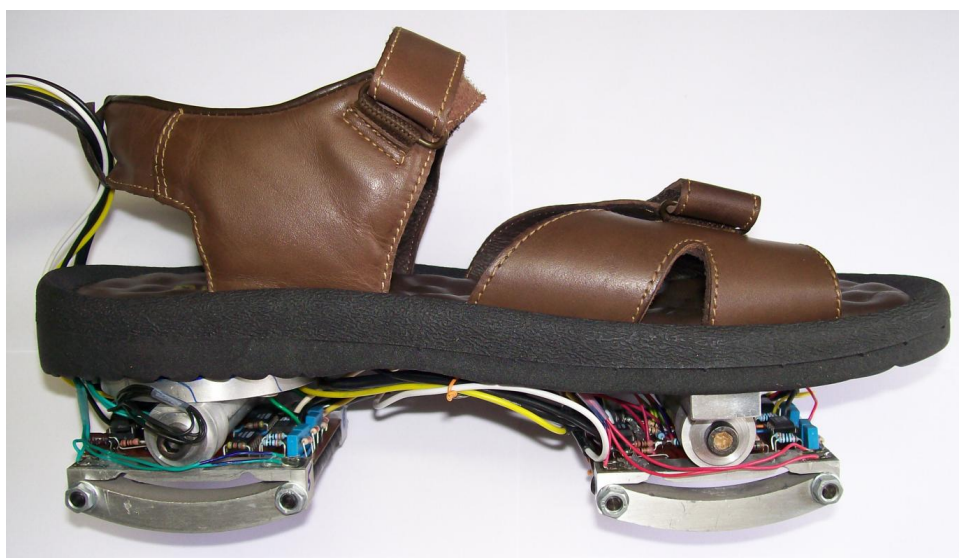


Figura 4.9 – Vista lateral da plataforma de força de pequeno porte para solado com as placas dos condicionadores de sinais montadas nos dois subconjuntos.

4.3 Calibração das células de carga

Este capítulo apresenta os procedimentos para determinação das funções de transferência das oito células utilizadas neste projeto com a aplicação de cargas definidas através da utilização de uma máquina de tração/compressão. Também é destacada a simulação das frequências de ressonância das células de carga e análise de seus modos de vibração com a utilização do *software Solidworks 2010*. A validação da simulação é realizada através da aplicação de um impulso mecânico em um dos subconjuntos da plataforma de força com a medição das frequências de vibração, causadas pelo impulso, através de um acelerômetro de alta qualidade.

4.3.1 Calibração estática

O processo de calibração consiste em obter as funções de transferências que representam cada uma das oito células de carga, permitindo o estabelecimento de correspondências entre os valores das forças aplicadas, sendo possível a avaliação de parâmetros como linearidade e repetibilidade. Para a realização da calibração estática utilizou-se uma máquina de ensaio de tração/compressão que tem a função de aplicar esforços verticais conhecidos sobre a célula de carga conforme Figura 4.10.

O objetivo é aproveitar a precisão com que o carregamento é imposto, na vertical, pelo equipamento, tomado os devidos cuidados para que a célula de carga não sofresse nenhuma deformação plástica. O ensaio vertical foi realizado com um carregamento de até 42 kgf, pois a célula foi projetada para receber até 45 kgf (deixou-se uma pequena margem de segurança).

Aplicou-se duas séries de carregamentos de 0, 6, 12, 18, 24, 30, 33, 36, 39 e 42 kgf, obtendo-se duas séries de tensões na saída de cada condicionador das oito células de carga. Calculou-se a média entre os valores de tensão para um mesmo carregamento e utilizando-se

a função cftool do *Matlab* 2007 da *Mathworks* determinou-se as funções de transferências, força versus tensão, para cada uma das oito células de carga conforme Tabela 4.1. Na Figura 4.11 observa-se o gráfico da função de transferência para a célula de carga 1.

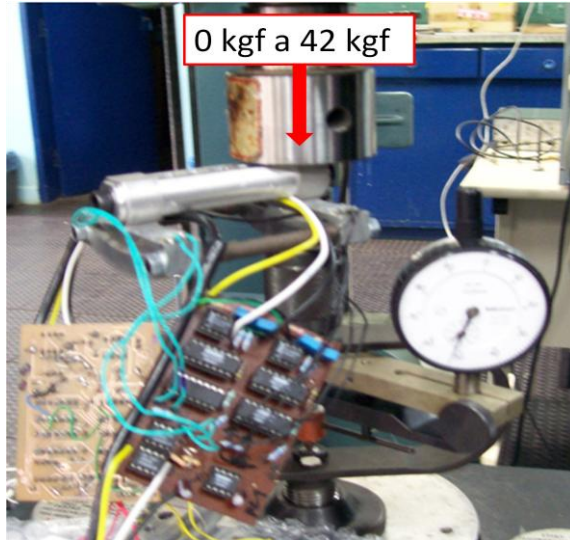


Figura 4.10 – Vista do ensaio na máquina de compressão com aplicação de cargas definidas.

Tabela 4.1 – Funções de transferência das células de carga.

Número da célula	Função de transferência [kgf]
Célula de carga 1	$F(V) = 41,87V + 35,14$
Célula de carga 2	$F(V) = 30,87V + 77,69$
Célula de carga 3	$F(V) = 42,18V + 105,2$
Célula de carga 4	$F(V) = 27,23V + 81,06$
Célula de carga 5	$F(V) = 42,2V - 29,12$
Célula de carga 6	$F(V) = 44,38V - 0,7324$
Célula de carga 7	$F(V) = 31,25V - 17,35$
Célula de carga 8	$F(V) = 27,76V - 21,4$

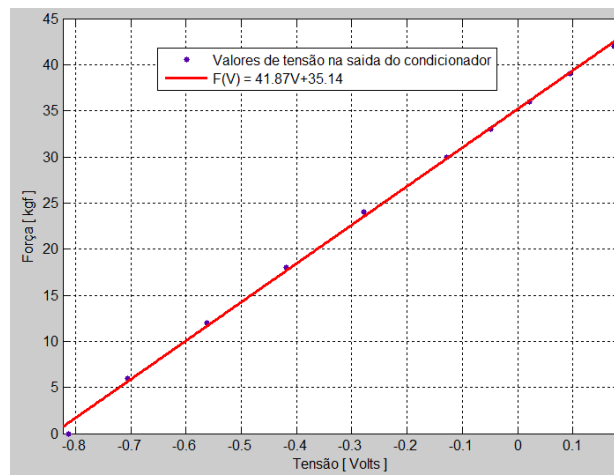


Figura 4.11 – Gráfico da função de transferência para a célula de carga 1, o erro de aproximação é de 0.9991.

Os gráficos das demais células estão em anexo.

4.3.2 Calibração dinâmica

O segundo ensaio efetuado com a célula de carga foi o ensaio dinâmico. Aplicou-se um impulso mecânico na célula com a finalidade de analisar sua resposta dinâmica, ou seja, seus modos de vibração. Utilizou-se um sistema de condicionamento e de aquisição de dados NI-SCXI-100 da *National Instruments* com quatro canais para acelerometria, como mostrado na Figura 4.12. O acelerômetro utilizado para medir os modos de vibração é o modelo 4520 da *Bruel&Kjaer*.



Figura 4.12 - Placa de aquisição de dados para o acelerômetro.

Na Figura 4.13 observa-se o acelerômetro fixado à lateral da célula de carga, obteve-se para o eixo Z a frequência de ressonância de 1050 Hz, para o primeiro modo de vibração, após a aplicação de um impulso mecânico na direção do eixo Y. O espectro de frequência para o primeiro modo de vibração, que é de 1050 Hz, pode ser observado na Figura 4.14.

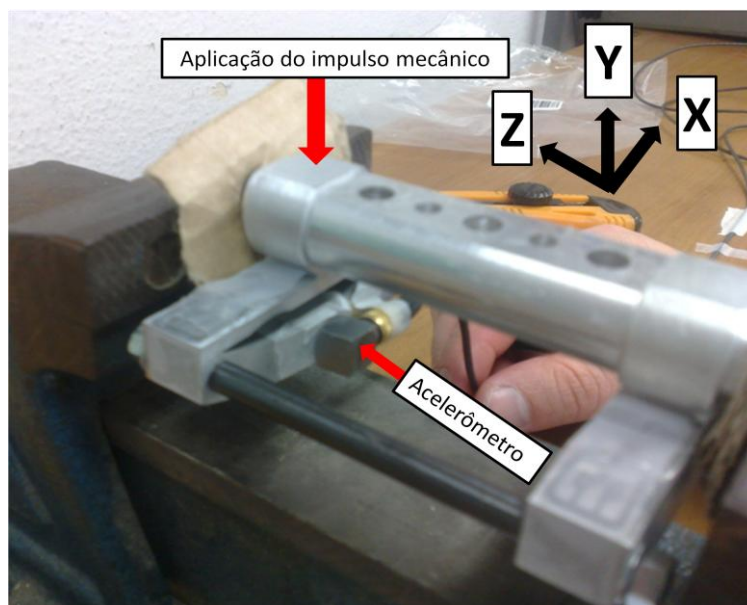


Figura 4.13 – Subconjunto da plataforma de força com o acelerômetro fixado na célula de carga.

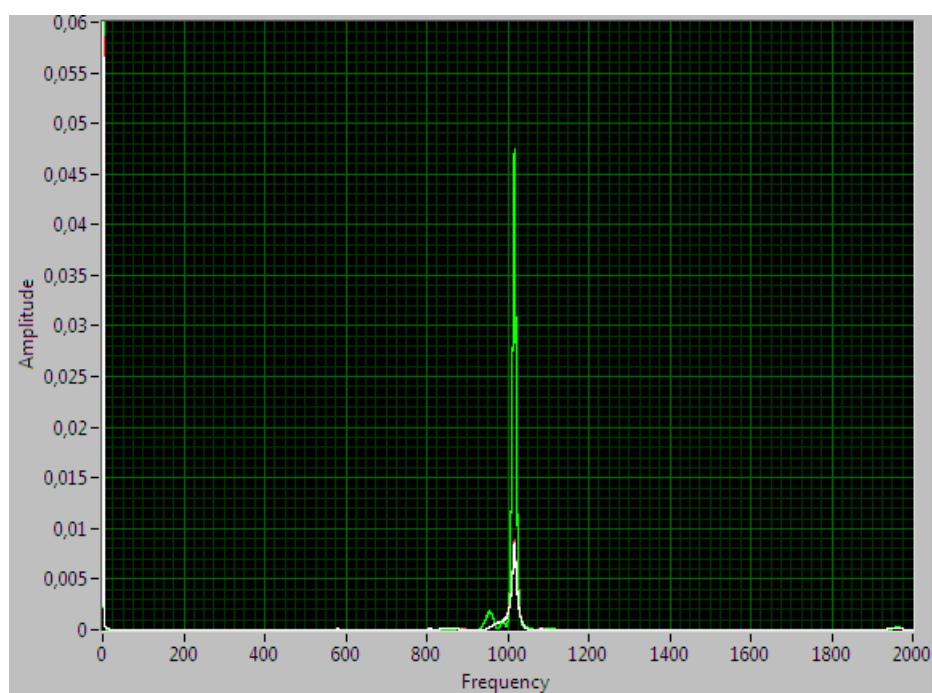


Figura 4.14 – Primeiro modo de vibração para o ensaio com o acelerômetro.

Nas Figuras 4.15, 4.16, 4.17, 4.18 e 4.19 observa-se, respectivamente, as cinco primeiras frequências de ressonância simuladas no *SolidWorks* 2010. As estruturas tem a tendência de vibrar em determinadas frequências, chamadas de frequências naturais ou ressonantes. Cada frequência natural está associada a uma determinada forma, chamada de forma modal, que o modelo tende a assumir quando vibra nesta frequência. A forma modal

são alterações em relação à geometria inicial da peça. Quando uma estrutura vibra devido a uma carga dinâmica com uma frequência que coincide com uma de suas frequências naturais, a estrutura enfrenta grandes deslocamentos e tensões, este fato pode danificar a estrutura, fazendo com que a estrutura entre no regime plástico ou até mesmo rompendo em algum ponto.

O primeiro modo de vibração da célula de carga ocorre em 1146 Hz, como a frequência da marcha humana está em torno de 5 Hz, frequência que está muito abaixo do valor medido com o acelerômetro e dos valores obtidos na simulação, pode-se afirmar que a plataforma de força não sofrerá deformações plásticas e não se romperá durante o seu uso.

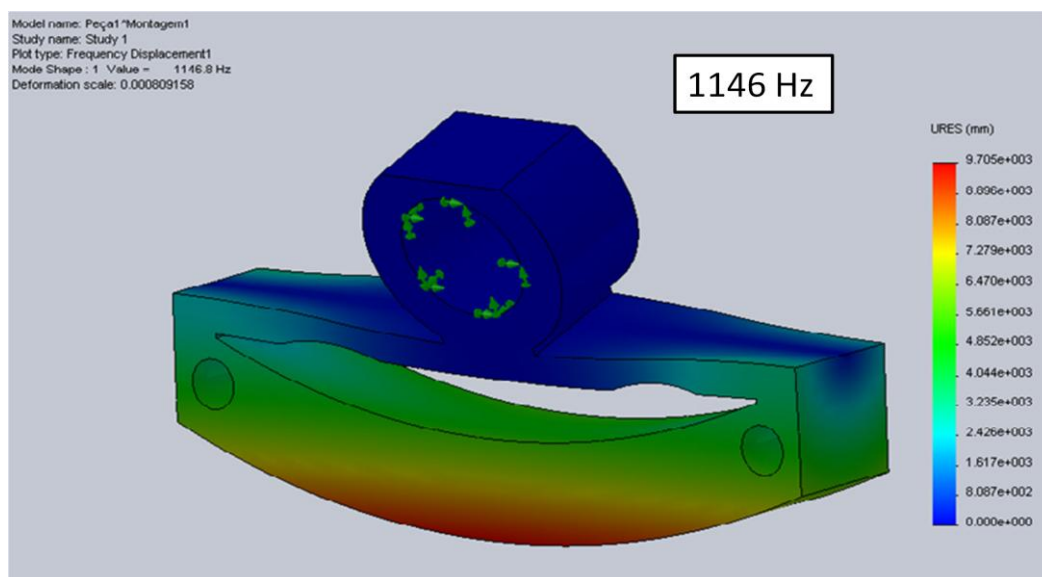


Figura 4.15 – Primeiro modo de ressonância.

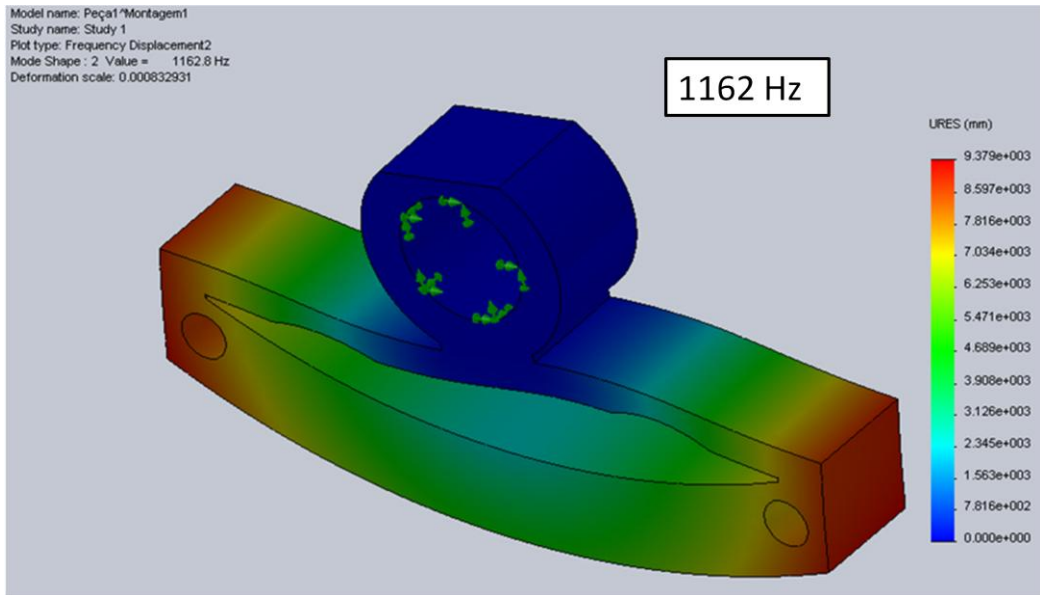


Figura 4.16 – Segundo modo de ressonância.

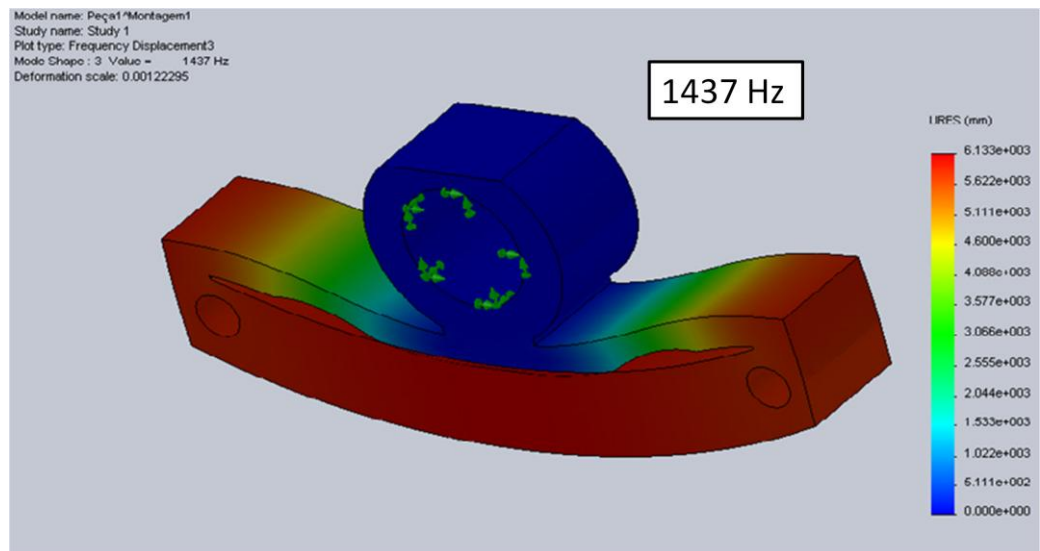


Figura 4.17 – Terceiro modo de ressonância.

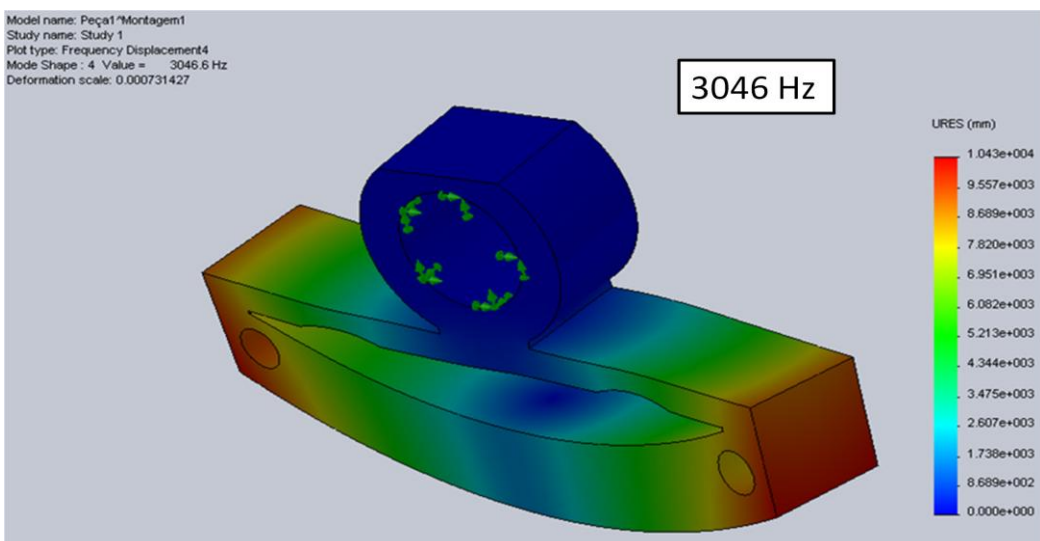


Figura 4.18 – Quarto modo de ressonância.

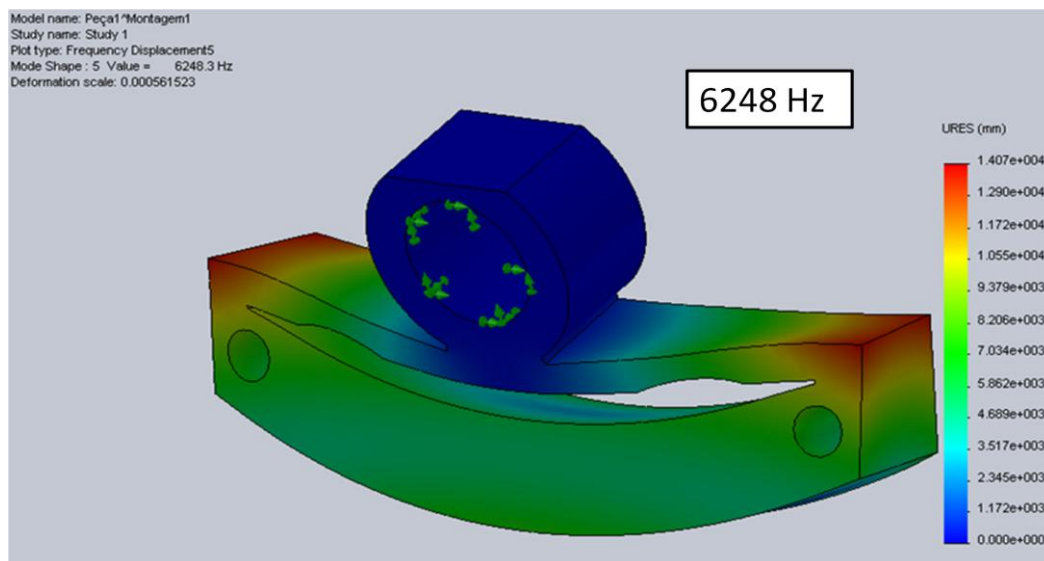


Figura 4.19 – Quinto modo de ressonância.

Comparando o resultado obtido de frequência de ressonância, para o primeiro modo de vibração, obtido com o acelerômetro (1050 Hz) e o resultado da simulação no *SolidWorks* 2010, também para o primeiro modo (1146 Hz), conclui-se que ambos resultados são muito próximos comprovando a validade do uso de simulação numérica no estudo de modos de vibração de estruturas.

4.4 Utilização da plataforma de força

Uma vez concluída a etapa de projeto e desenvolvimento, o protótipo foi avaliado por meio de experimentos pilotos de marcha. Contudo, deve-se ressaltar que tais experimentos não tem o objetivo de emitir qualquer tipo de diagnóstico a respeito de possíveis distúrbios posturais ou de marcha, uma vez que isso deve ser feito por profissional qualificado da área da saúde. Apenas permite demonstrar que o sistema está funcionando plenamente e com formas de ondas encontradas nas referências desta área.

Na Figura 4.20 um voluntário está posicionado para iniciar os ensaios de marcha. O voluntário é orientado a caminhar de forma mais natural possível. Para os ensaios de marcha a

fonte que alimenta os circuitos condicionadores de sinais e o computador portátil com o aplicativo desenvolvido no LabVIEW 9.0 juntamente com a placa de aquisição de dados foram colocadas em uma mochila. A Figura 4.21 apresenta a vista frontal da plataforma de força, antes de um ensaio de marcha, quando utilizada pelo usuário II.



Figura 4.20 – Utilização da plataforma de força pelo usuário I.

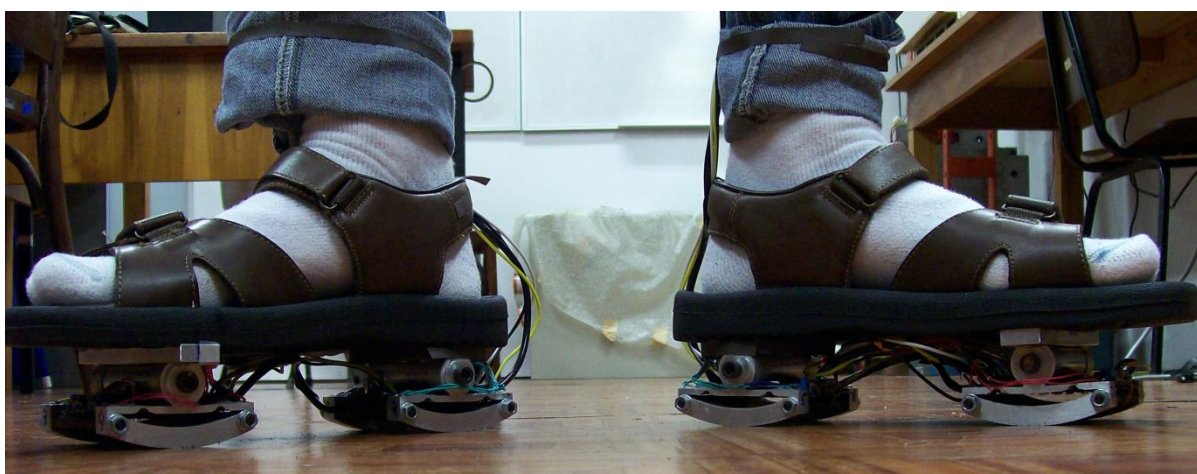


Figura 4.21 – Vista frontal da plataforma de força quando utilizada pelo usuário II.

Na Figura 4.22 observa-se os cabos de alimentação dos condicionadores de sinais e o cabo de sinais fixados à perna do usuário II. Para cada plataforma, pé direito e pé esquerdo, tem-se alimentação e cabo de sinais separados, cada cabo de sinal apresenta quatro canais, referente a quatro células de carga.



Figura 4.22 – Vista da parte de trás da plataforma de força quando utilizada pelo usuário II.

A Figura 4.23 apresenta o arranjo físico da fixação das células de carga juntamente com seu respectivo número e canal, assim como, a vista superior do solado do calçado e das células de carga, permitindo estabelecer a relação entre as oito células de carga e seu respectivo gráfico de marcha.

A duração para os ensaios de marcha é de dez segundos. Na Figura 4.24 observa-se os gráficos de tensão em função do tempo medidos diretamente da saída dos condicionadores de sinais das oito células de carga com a utilização do LabVIEW 9.0 e da placa de aquisição de dados, aproximadamente seis passos completos de marcha são mostrados para cada gráfico.

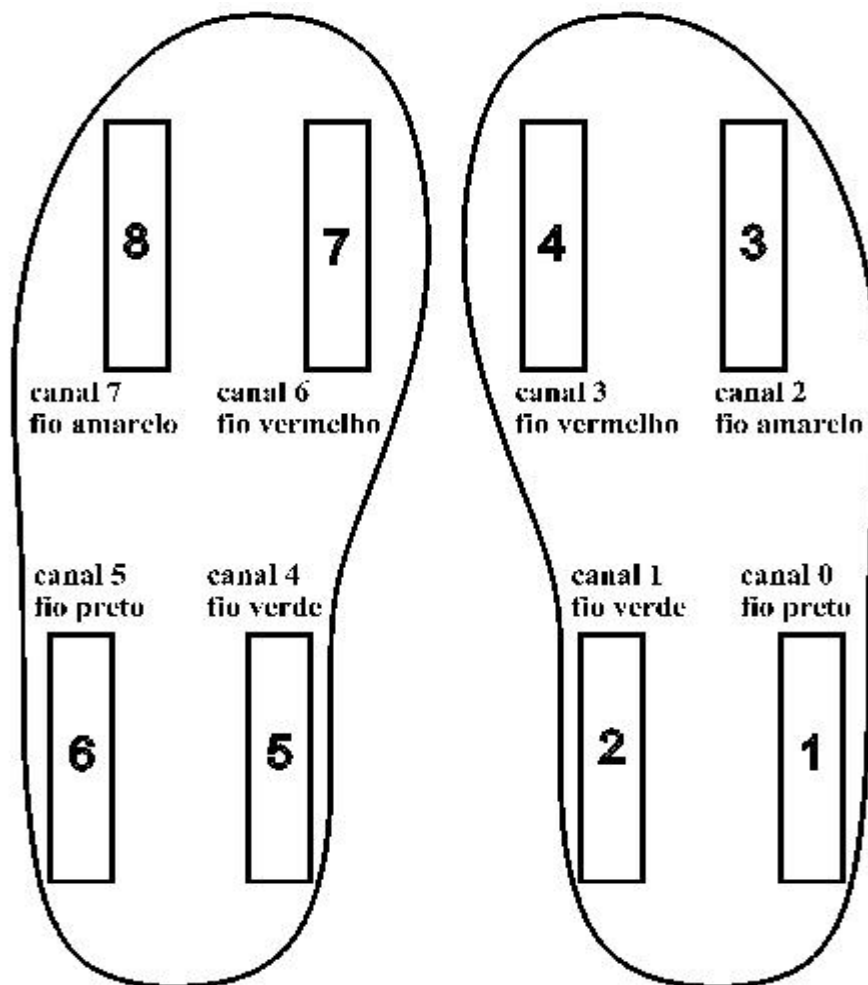


Figura 4.23 – Arranjo físico da fixação das células.

Na Figura 4.25 tem-se uma ampliação, em relação à Figura 4.24, do sinal de tensão em função do tempo para o primeiro passo do ensaio de marcha, nessas figuras, as regiões de sinal contínuo representam o momento em que o usuário não está com a plataforma apoiada no chão. Neste ponto é importante observar que esses sinais são coerentes com as referências clássicas nesta área, sendo assim, demonstrando o pleno funcionamento do sistema, assim como, a realização dos objetivos propostos neste trabalho. Como exemplo, pode-se comparar estes resultados com a Figura 2.11. Outro ponto a observar nestes resultados é que seria essencial a realização desses ensaios em uma esteira para permitir o controle de velocidade da marcha e por consequência a quantidade de passos por ensaio.

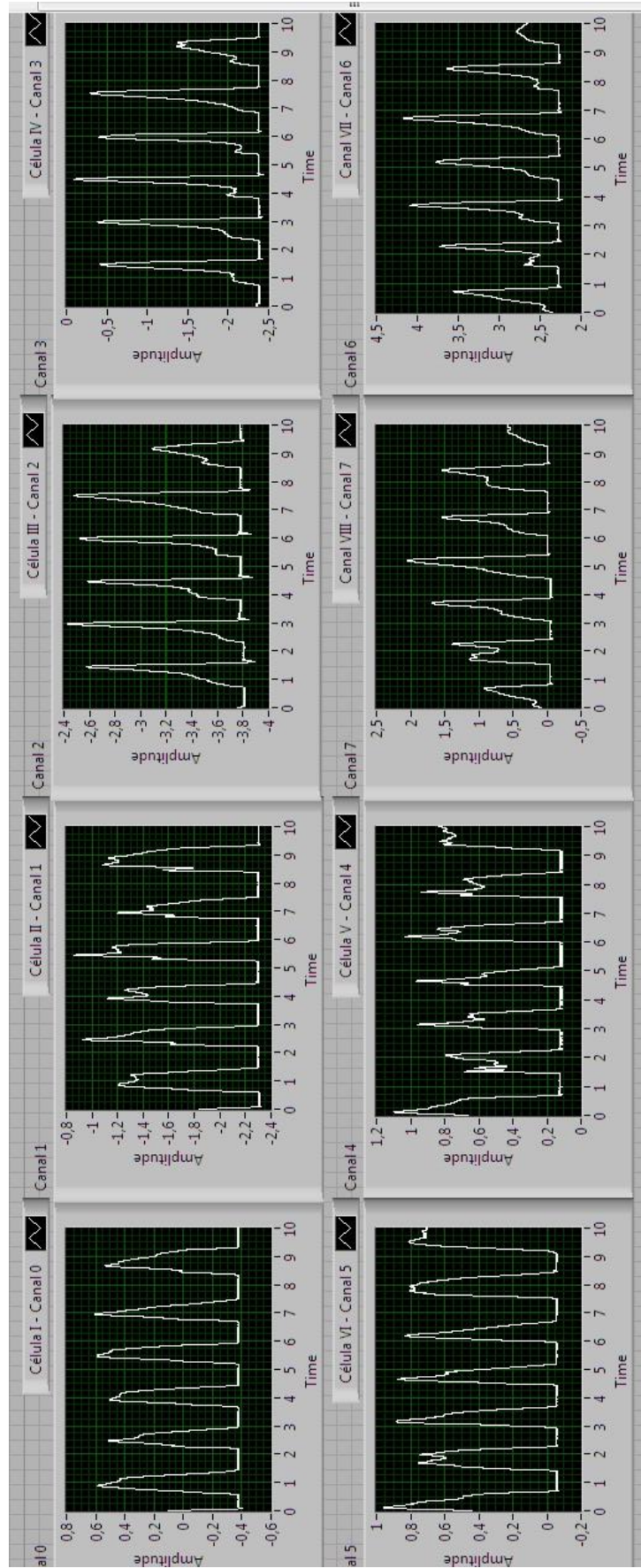


Figura 4.24 – Ensaio de marcha completo. Gráfico de tensão em função do tempo.

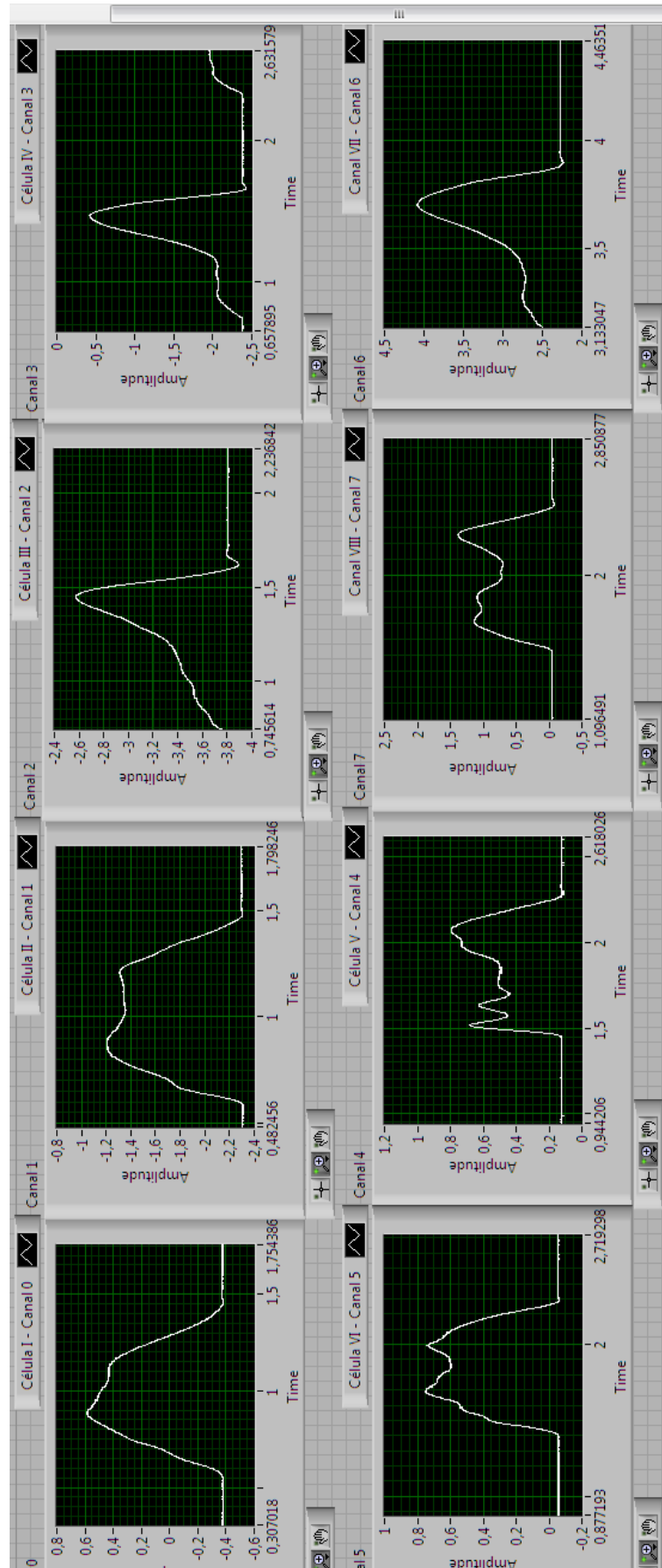


Figura 4.25 – Ampliação da Figura 4.24. Gráfico de tensão em função do tempo.

O LabVIEW 9.0 gera arquivos de sinal “.lvm” esses arquivos foram renomeados para “.txt” para edição com o Matlab 2009. Utilizou-se no Matlab 2007 as funções de transferência de cada célula de carga, que é uma equação de força em função do tempo, para plotar os gráficos de marcha, os dados de tensão e de tempo são obtidos a partir do LabVIEW 9.0.

Para os ensaios de marcha utilizou-se três voluntários do sexo masculino, denominados de usuário I, II e III, respectivamente com 76, 86 e 67 kgf de massa corporal. Os três usuários caminham, sem o uso da plataforma de força, aparentemente normal. Os usuários I e II não apresentam lesões nos membros inferiores e também nunca quebraram os mesmos. O usuário III quebrou a perna esquerda quando criança, teve lesões ligamentares nos dois tornozelos, tem tendinite no tendão de aquiles do pé direito.

Apresentam-se a seguir os resultados dos ensaios de marcha obtidos para os três voluntários. Na Figura 4.26 observa-se uma marcha composta por quatro passos e na Figura 4.27 o gráfico ampliado para o primeiro passo de cada marcha.

A Figura 4.28 apresenta os picos de apoio, onde o primeiro pico representa o carregamento inicial da célula VIII, seguido por uma redução no carregamento e um carregamento máximo, representado pelo segundo pico de apoio, que representa quando o usuário esta com grande massa de seu corpo sobre essa célula e está tomando impulso para continuar a marcha.

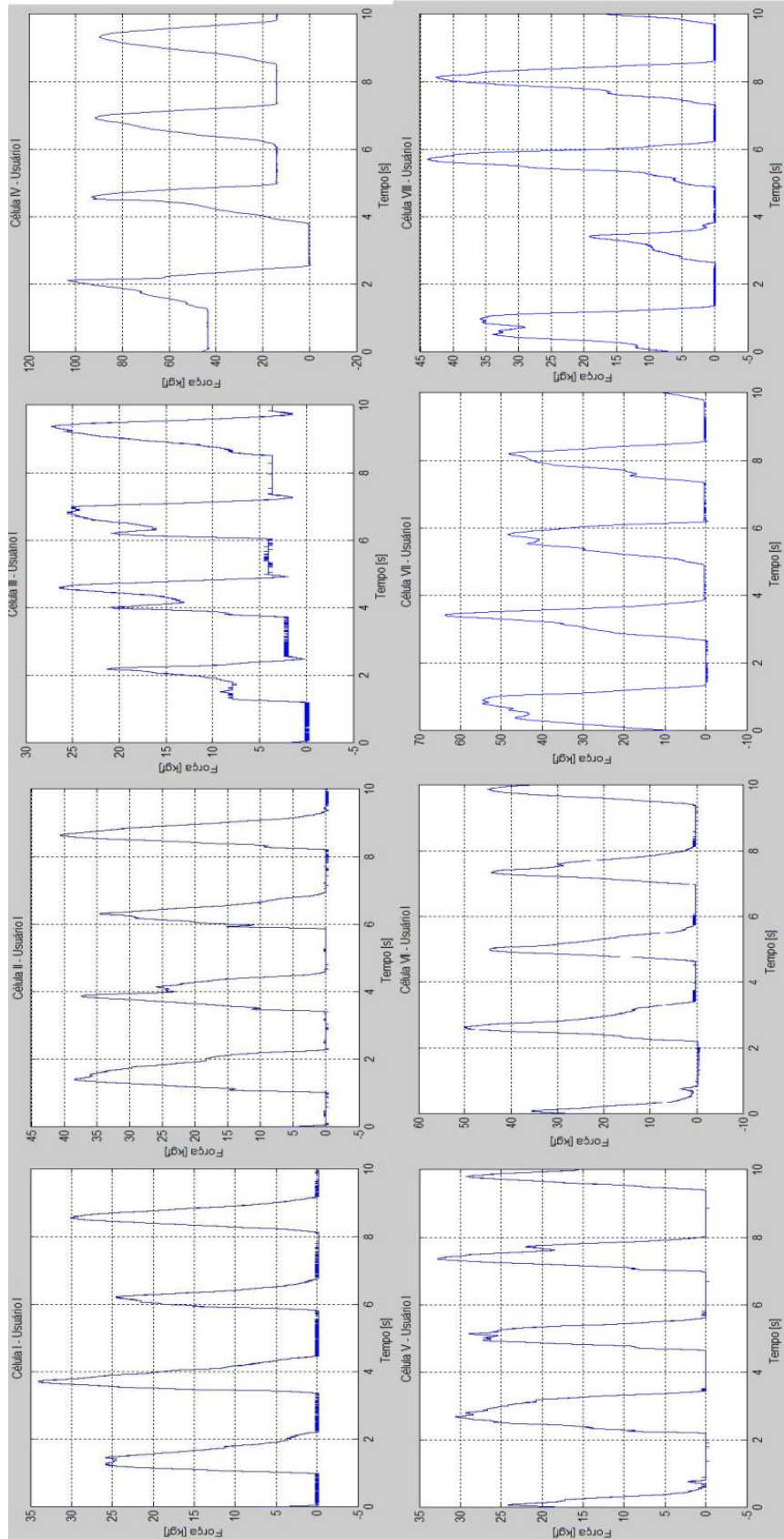


Figura 4.26 – Gráfico de marcha para o usuário I.

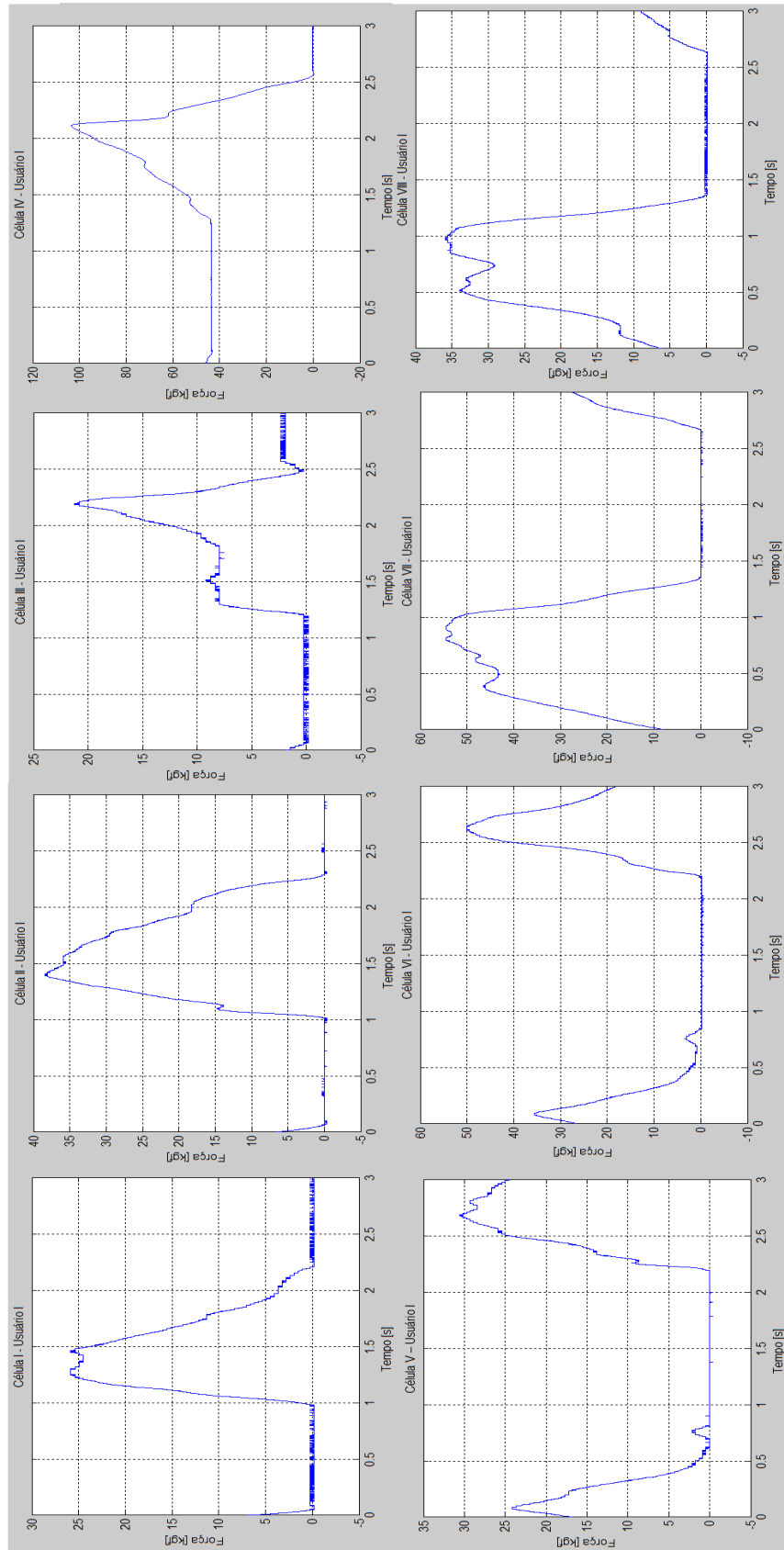


Figura 4.27 – Gráfico ampliado da Figura 4.25 para o usuário I.



Figura 4.28 – Gráfico ampliado da célula oito para usuário I, em destaque os picos de força.

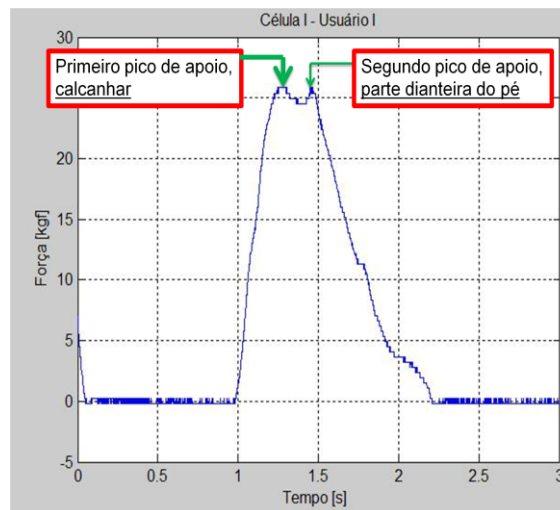


Figura 4.29 – Gráfico ampliado da célula um para usuário I, em destaque os picos de força.

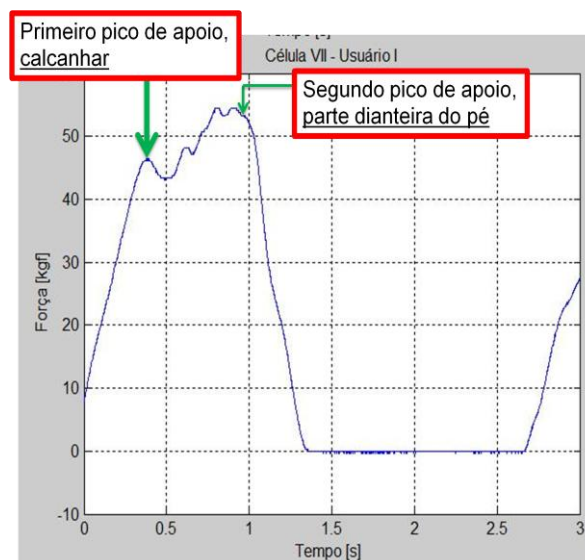


Figura 4.30 – Gráfico ampliado da célula sete para usuário I, em destaque os picos de força.

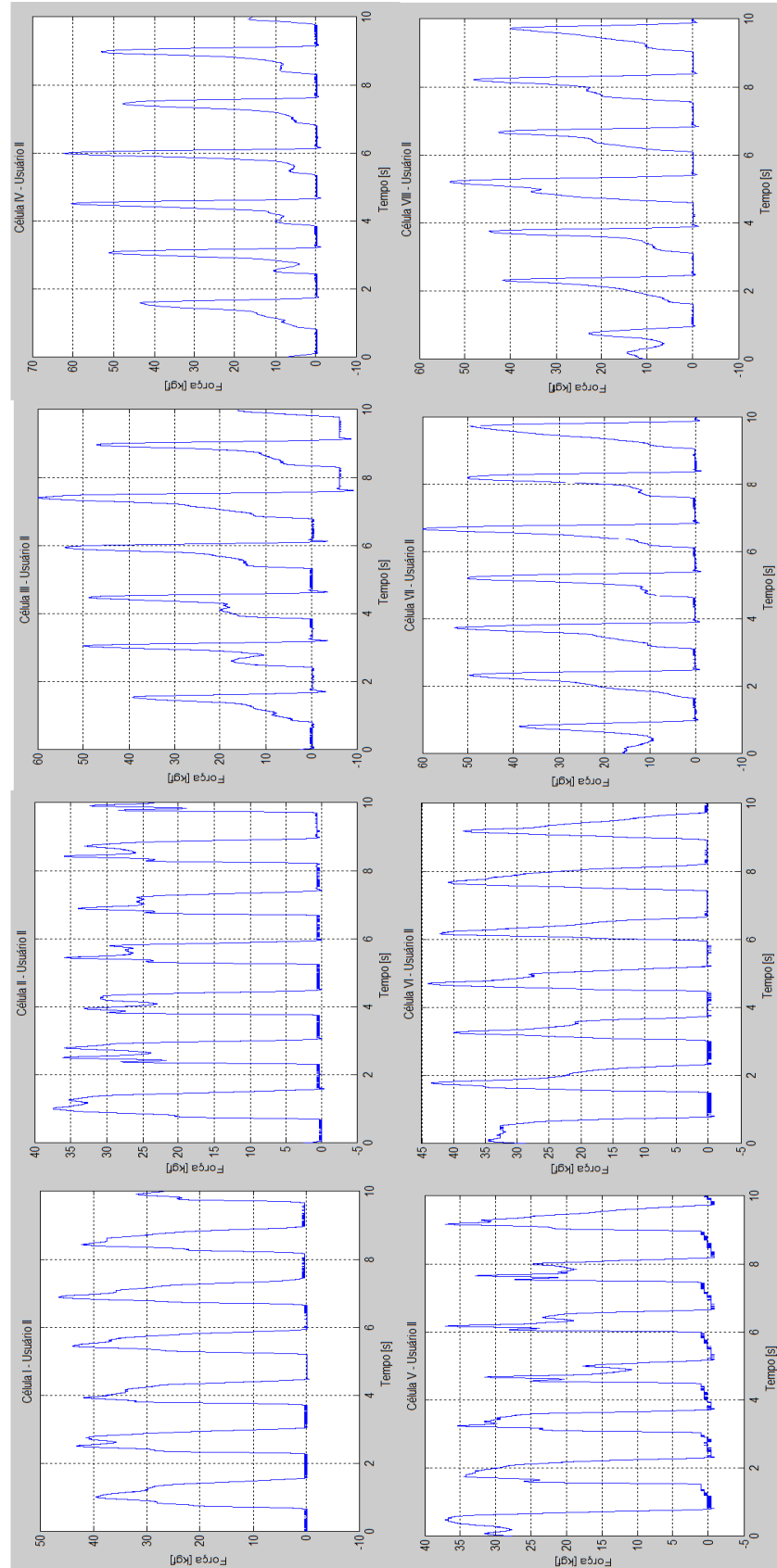


Figura 4.31 – Gráfico de marcha para o usuário II.

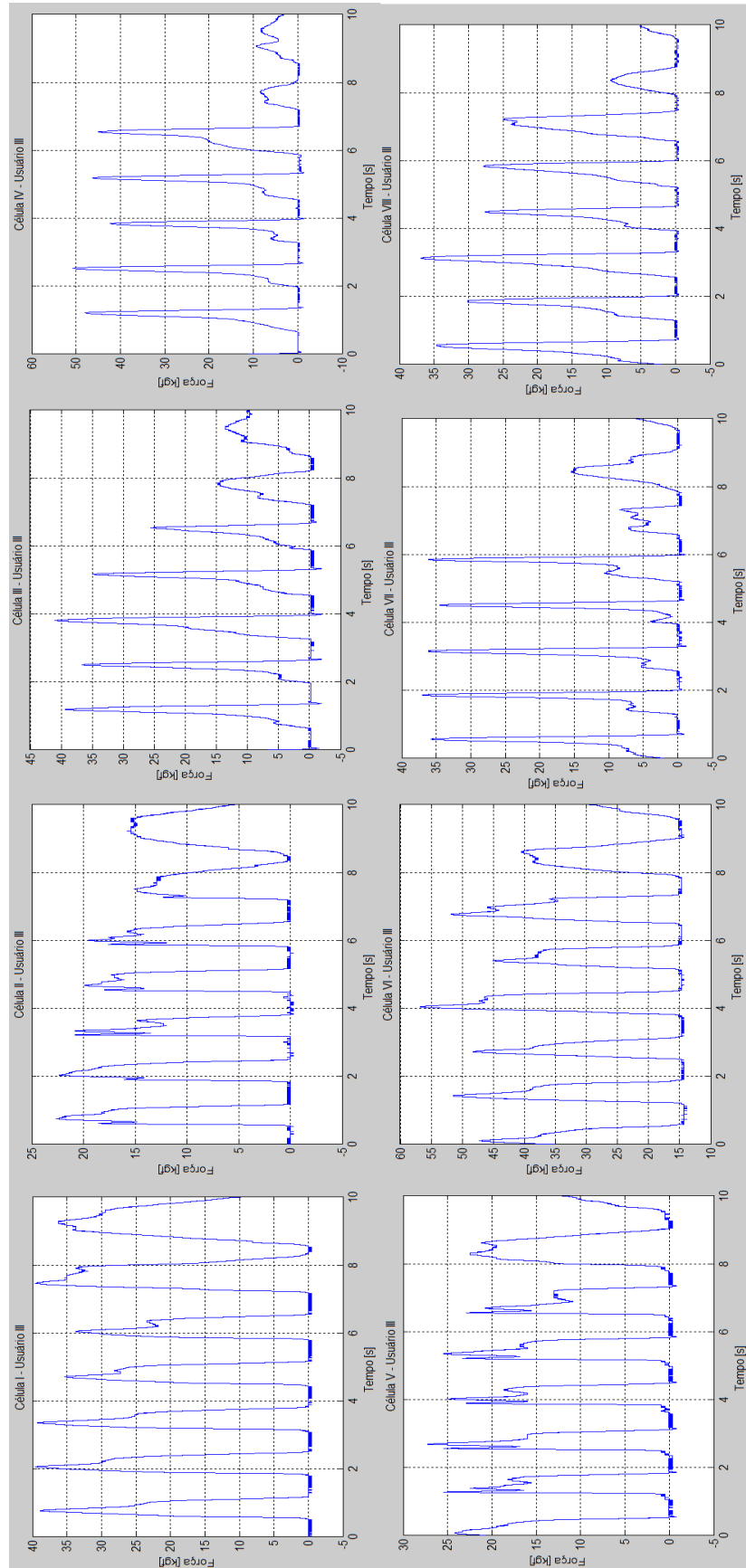


Figura 4.32 – Gráfico de marcha para o usuário III.

Nas Figuras 4.31 e 4.32 observa-se a marcha do usuário II e III respectivamente. O usuário II executa seis passos e o usuário III executa sete, sendo que o usuário II apresenta uma massa corporal maior, o usuário II tem 86 kgf e o usuário III tem 67 kgf.

5 CONCLUSÕES

Este trabalho teve como proposta desenvolver um equipamento de baixo custo com o objetivo de auxiliar o desenvolvimento tecnologia nacional nas áreas de projeto de solados e estruturas amortecedoras, na área biomédica da reabilitação, análise postural e trato desportivo. Este trabalho não teve o objetivo de explorar as potencialidades terapêuticas para o equipamento proposto. Nesse sentido, diversos estudos devem ser realizados por profissionais capacitados da área da saúde para confirmar as potencialidades clínicas do equipamento.

A plataforma de força utiliza oito células de carga que são lineares dentro da faixa de utilização de 0 kgf a 42 kgf, as funções de transferências das oito células de carga foram determinadas e o erro de linearidade (erro de aproximação) dessas funções de transferências é menor do que 1%.

O primeiro modo de vibração da plataforma de força encontra-se em torno de 1050 Hz determinada através de simulação numérica e da medição com o uso de acelerômetro, sendo que a marcha humana encontra-se em torno de 5 Hz conclui-se que a plataforma nunca entrará em ressonância quando utilizada em condições normais.

6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Encerrada as etapas de ensaios e análise dos resultados surge a necessidade de apontar alguns fatores para melhorar o funcionamento do protótipo desenvolvido sendo que é listado abaixo algumas possíveis melhorias.

- 1) Desenvolvimento de um sistema sem fio para transmitir os sinais dos condicionadores diretamente para a placa de aquisição de dados, conferindo maior mobilidade ao usuário do sistema;
- 2) Alimentação dos condicionadores por meio de bateria, igualmente para conferir maior mobilidade ao sistema;
- 3) Utilizar ponte completa para facilitar o zeramento da tensão de saída da ponte, bem como para aumentar a sensibilidade das células de carga;
- 4) Na placa do condicionador, onde não haja circuito, preencher com uma malha de terra para, permitindo maior uniformidade do sinal de terra distribuído por todo o circuito;
- 5) Montar as placas dos condicionadores em uma caixa metálica para evitar interferências eletromagnéticas externas;
- 6) Utilizar um filtro digital para cada canal no aplicativo de aquisição de sinais;
- 7) Melhorar o projeto mecânico da célula de carga, através de simulações por elementos finitos e usinagem de um protótipo, visando obter uma célula menos rígida, isso permitirá a redução do ganho dos bancos de amplificadores e consequentemente maior imunidade e propagação de ruído pela placa do condicionador e pelos cabos dos canais;

- 8) Nas Figuras 6.1 e 6.2 é apresentado uma nova geometria para a célula de carga, essa geometria visa reduzir a rigidez e criar uma região apropriada para a cimentação dos quatro extensômetros que compõem uma ponte completa.

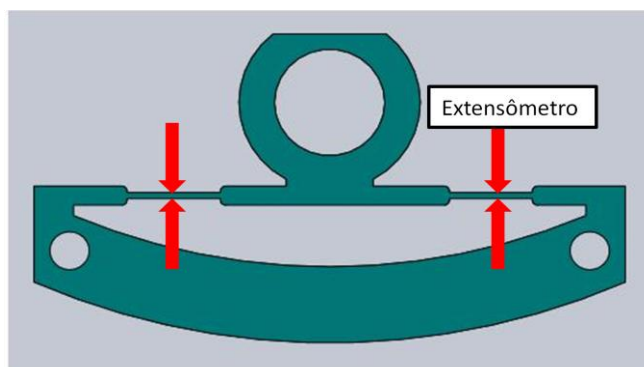


Figura 6.1 – Vista frontal da nova proposta para a célula de carga. As setas indicam as regiões de cimentação dos extensômetros.

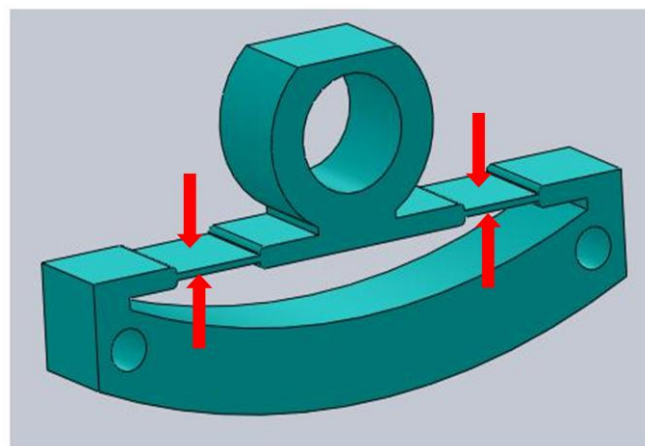


Figura 6.2 – Vista 3D da nova proposta para a célula de carga. As setas indicam as regiões de cimentação dos extensômetros.

A Figura 6.3 indica que a tensão máxima ocorrida foi de 277 MPa, região pontual vermelha que é muito pequena e será desconsiderada na análise, e 166 MPa, regiões em verde que são predominantes, sendo que a peça ficará dentro do regime elástico, pois a tensão de escoamento máxima do alumínio naval 5052-F é de 98 MPa, sendo a geometria indicada para a construção de um futuro protótipo.

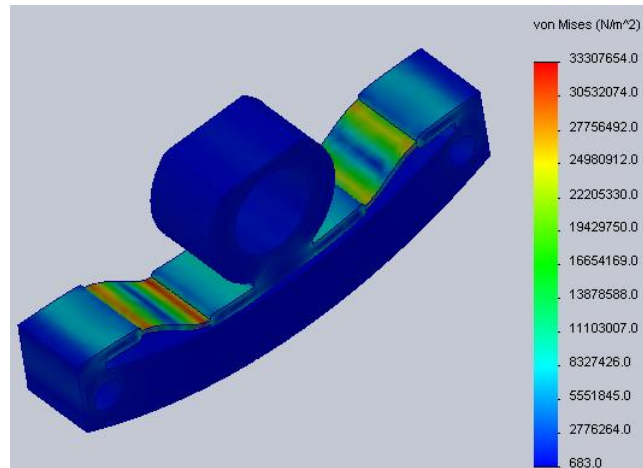


Figura 6.3 – Análise numérica por FEM das tensões de escoamento sofridas pela célula.

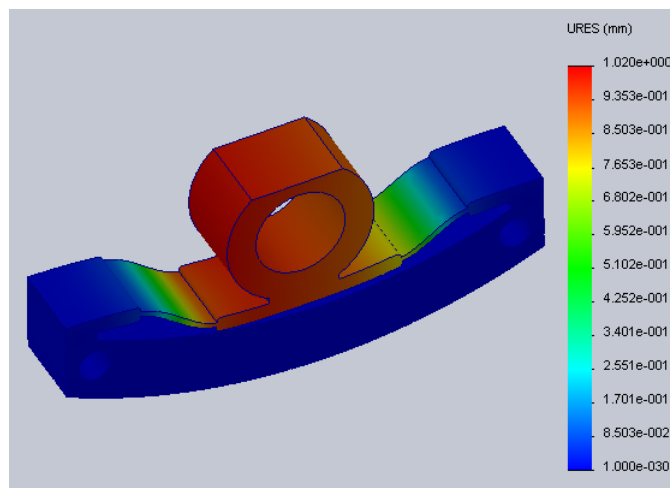


Figura 6.4 – Simulação numérica por FEM das deformações sofridas na célula.

A alteração da geometria da célula visa reduzir a rigidez mecânica da mesma possibilitando a redução do ganho total do condicionador de sinais. A deformação máxima do *strain-gage* utilizado para essa aplicação é de aproximadamente 0,5 mm. Analisando o diagrama de deformações da Figura 6.4 observa-se que a região em verde apresenta uma deformação máxima dessa ordem, portanto o *strain-gage* não sofrerá deformação plástica e a geometria da célula ficou menos rígida.

A plataforma de forças projetada é para ser utilizada com um usuário de até 90 kgf em caminhadas leves, ou seja não é para ser utilizada em corridas.

Para corrigir o desbalanço das células de carga, ou seja, para zerar as saídas das pontes de Wheatstone é necessário alimentar as mesmas com alimentação simétrica com regulação independente para cada nível de tensão.

Para evitar que o filtro passa baixa de 2ª ordem utilizado no condicionador passe a funcionar como um filtro passa faixa é sugerido alterar-se o ganho de 2 para ganho 1 conforme esquemático da Figura 6.4.

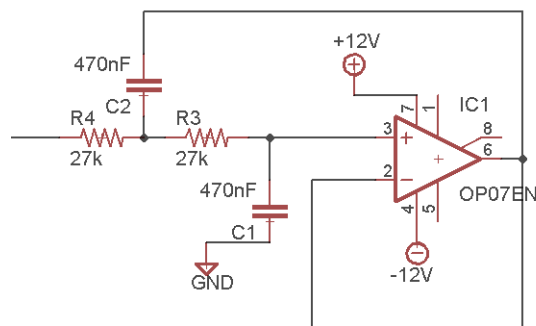


Figura 6.5 – Esquemático do filtro de 2ª ordem com ganho unitário.

7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V.J. (2007). “Instrumentação e Fundamentos de Medidas”. In: 1.ed., v.2., Rio de Janeiro, LTC.
- DE FREITAS, R.L.B.; DE CARVALHO, A.A.; URBAN, M.F.R. (2008) “ Protótipo de uma Plataforma de Forças para Aplicações Biomédicas”. 21^o Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Departamento de Engenharia Elétrica, UNESP, Ilha Solteira-SP, Brasil.
- FAVIEIRO, GABRIELA WINKLER, (2009). “ Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais”. Trabalho de conclusão de curso em Engenharia de Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-Brasil.
- GARCIA, MIGUEL A PÉREZ; ANTÓN, JUAN C. ÁLVAREZ; RODRÍGUEZ, JUAN C. CAMPO; ORTEGA, GUSTAVO J. GRILLO, (2004). “Instrumentación Electrónica”.
- GIACOMOZZI, CLAUDIA; MACELLARI, VELIO (1997). “Piezo-Dynamometric Platform for a More Complete Analysis of Foot-to-Floor Interaction” In: IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, v. 5, no 4. Publisher item identifier S 1063-6528(97)08830-7.
- LEONDES, CORNELIUS T. (2009). “Biomechanical Systems Technology, muscular Skeletal Systems” In: 1.ed., v.3., University of California, Los Angeles, USA.
- PAYTON, CARL J.; BARTLETT, ROGER M. (2008). “Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise, The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines”. In: 1.ed., New York, NY, Routledge.
- PETERSON, DONALD R.; BRONZINO, JOSEPH D. (2008). “ Biomechanics – Principles and Applications” CRC Press - Taylor e Francis Group, Boca Raton, London, NY.

SOARES A.B.; URQUIZA, M.A.; PEREIRA A.A.; DE SOUSA, J.V. ” Plataforma de Força Tridimensional para Análises Biomecânicas e Cinesiológicas”. Artigo. Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab). Universidade Federal de Uberlândia - M.G. - Brasil.

ROSSI, DE DANILO; VELTINK, H. PETER. (2010). “Wearable Technology for Biomechanics: e-textile or micromechanical sensors?” In: IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Digital object identifier 10.1109/MEMB.2010.936555

KNUDSON, DUANE, (2007). “Fundamentals of Biomechanics”. In: 2ed, New York, Springer Science+Business Media.

URQUIZA, M.A. (2005). “Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Multiaxial para Instrumentação Biomédica”. Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia - M.G. - Brasil.

WU, G. CAVANAGH, P. R. (1995). “ISB Recommendations for Standardization in the Reporting of Kinematics Data”. J. Biomechanics (28), 10:1257-61, TN.

www.coppermetal.com.br , acessado em novembro de 2010.

www.imperiosmetais.com.br, acessado em novembro de 2010.

www.ti.com

8 ANEXOS

