

PLATAFORMA DE FORÇA TRIDIMENSIONAL PARA ANÁLISES BIOMECÂNICAS E CINESIOLÓGICAS

MARCELLE ALENCAR URQUIZA¹, ALCIMAR BARBOSA SOARES², ADRIANO
ALVES PEREIRA³, JEOVANE VICENTE DE SOUSA⁴

RESUMO:

A busca por novas ferramentas, procedimentos e métodos que possam contribuir para uma melhor avaliação de patologias relacionadas aos distúrbios de equilíbrio, bem como permitir formas mais eficientes no treinamento, análise e compreensão da marcha humana, nos conduz à possibilidade de diagnósticos e observações mais precisas devido à quantização dos parâmetros medidos por meio de um sistema. Neste trabalho, as medidas necessárias serão realizadas por uma plataforma de força, que basicamente é um sistema de medição de forças ou impacto através da deformação em um elemento sensor, além de um software de apoio específico para essas avaliações. Fazendo-se uso deste sistema, as investigações a cerca das desordens posturais da marcha humana e de outras tantas avaliações neurológicas e biomecânicas, ganham maior eficácia e segurança nos resultados obtidos comparado ao modo como essas avaliações são realizadas até então. Os objetivos principais deste projeto são desenvolver um sistema de hardware (plataforma de força) capaz de medir e monitorar os esforços envolvidos na marcha humana e em posição ortostática em três direções ortogonais

Palavras-chave: Plataforma de força, Equilíbrio, Estabilidade, Oscilometria

ABSTRACT:

The search for new tools, procedures and methods that can contribute for a better evaluation of pathologies related to the balance disturbance, as well as allowing more efficient forms in the training, analysis and understanding of the human gait, conduct us to the possibility of more precise diagnosis and observations due to quantization of the parameters measured by a system, composite by a force platform, and a specific support software. Using this system the

¹ Laboratório de Engenharia Biomédica (Biolab) – Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU – Av. João Naves de Ávila, s/n. – Uberlândia-MG, CEP: 38400-902, urquiza@mailcity.com

² alcimar@ufu.br

³ adriano@eletrica.ufu.br

⁴ jeovane2001@yahoo.com.br

investigations about the postures disorders, the human gait and others many neurological and biomechanics evaluations have greater effectiveness and security in the results, compared to the way as these evaluations are accomplished until then. The main goals of this project are to develop a hardware system (force platform) able to measure and monitor the efforts involved in the human gait and in orthostatic position in three orthogonal directions.

Keywords: Force Platform, Balance, Stability, Oscillometry

1. INTRODUÇÃO:

A evolução das técnicas para desenvolver equipamentos capazes de traduzir o resultado de diversas tarefas complexas exercidas pelo corpo humano, tornou-se evidente para a comunidade científica. Dentre esses equipamentos, a plataforma de força mostrou ser uma ferramenta capaz de ser empregada para a mensuração de fenômenos antes só observados.

Este trabalho tem por objetivo desenvolver uma plataforma de força extensométrica, multiaxial, para uso em instrumentação biomédica. Sensores para detecção de esforços, do tipo *strain gauge*, serão utilizados e fixados em regiões previamente determinadas em quatro transdutores que irão compor o conjunto da plataforma. O projeto das células considera uma geometria capaz de desacoplar, com mínima interferência, dois esforços diferentes, presentes na mesma estrutura. Assim, pode-se quantizar esforços em três direções ortogonais. O protótipo a ser

desenvolvido poderá ser utilizado como ferramenta para avaliações de marcha e estabilidade, por exemplo.

Paralelamente ao desenvolvimento da plataforma, um equipamento para realizar o condicionamento e digitalização dos sinais provenientes das células de carga está sendo projetado.

O controle dos processos de aquisição e processamento dos sinais advindos da plataforma de força será realizado através de um aplicativo específico que disponibilizará os valores quantitativos dos esforços de força e momento, os quais permitirão o cálculo de parâmetros relevantes às avaliações biomédicas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Parâmetros Biomecânicos para a análise do movimento humano

A Biomecânica do movimento busca explicar como as formas de

movimento dos corpos dos seres vivos acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos [ZERNICKE, 1981]. Os métodos através dos quais a biomecânica aborda as diversas formas de movimento são a dinamometria, eletromiografia, antropometria, estabilometria e cinemetria.

2.1.1. Dinamometria

A dinamometria abrange todos os tipos de medida de força (e pressão). As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente, isto é, forças de reação. As forças internas (forças articulares e musculares) são normalmente calculadas. A figura 1 ilustra o processo da marcha humana, onde as forças de reação do solo estão sendo medidas por uma plataforma de forças.

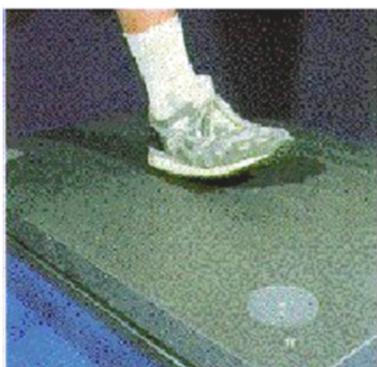


Figura 1. Marcha em plataforma de forças.

Para medir as forças exercidas por um corpo sobre o outro, necessitamos de um equipamento apropriado, denominado

transdutor de força, que fornece sinais elétricos proporcionais à força aplicada. Temos como exemplo o strain gauge que, através da deformação da superfície ao qual foi colado, nos fornece a força que está sendo submetido o local onde o mesmo encontra-se aplicado [AMADIO, 1989].

As plataformas de força fornecem a força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio do movimento. A figura 2 ilustra um modelo de plataforma de força existente no mercado.



Figura 2. Plataforma de força comercial (AMTI)

A força de reação gerada pela terra é especificamente chamada força de reação do solo (GRF – ground reaction force), a qual é basicamente a reação da força que o corpo exerceu sobre a terra.

A GRF, juntamente com o peso, é uma importante força externa, e normalmente é medida através de plataformas de força.

A figura 3(a) mostra o sistema de coordenadas ao qual as forças estão referenciadas. A interação entre o corpo e o solo ocorre através do pé como é mostrado na figura 3(b).

Uma plataforma de forças normalmente tem células de carga tri-axiais, para medir a força que atua entre o pé e o solo em três eixos: X (médio lateral), Y (ântero-posterior), e Z (vertical).

A figura 3(c) mostra as quatro forças de reação medidas pelos sensores (células de carga).

A soma de todas as forças de reação do solo é equivalente à soma das quatro forças medidas pelos sensores (F1, F2, F3 e F4). Todas as forças atuando entre o pé e o solo podem ser somadas resultando em um vetor de força (F) e um vetor de torque livre (Tz) como mostra a figura 3(d).

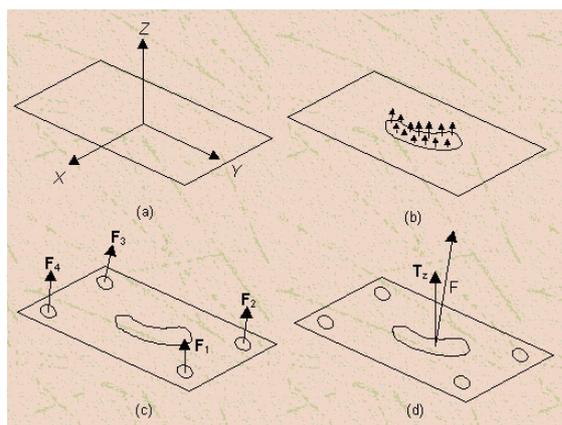


Figura 3. Forças de reação atuando entre o pé e solo. A força F é o vetor força de reação do solo e Tz é o vetor Torque livre.

2.1.2. Estabilometria

Estabilometria, também chamada estabilografia ou estatocinesiografia, é a medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano (TEREKHOV, 1976A, 1976B). Apesar de terem se passado mais de 100 anos desde que Romberg criou seu teste estático para medir a habilidade de manter a postura ereta, somente nas últimas décadas a quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal tem sido implementada.

O desenvolvimento tecnológico das plataformas de força e o avanço em processamento de sinais tornaram possível esta melhora. A figura 4 mostra um estabilograma (o deslocamento do COP (Centro de Pressão) ântero-posterior (a-p)), da GL (*Gravity Line*) e a diferença entre eles durante a postura ereta quieta.

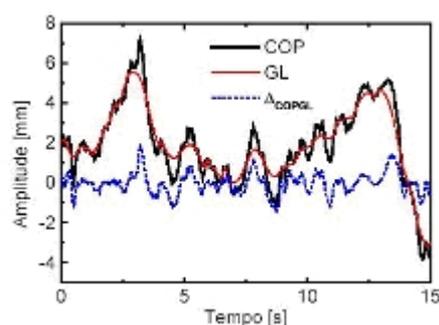


Figura 4. Trajetórias do COP, GL e Δ_{COP-GL} na direção (a-p) durante a postura ereta quieta.

3. DESCRIÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇAS

A plataforma de força, em fase de projeto e construção, será utilizada para medir as forças de reação durante uma caminhada, e na postura ereta quieta, nas três direções ortogonais: vertical (z), anterior-posterior (y) e médio lateral (x). [HAMILL, KNUTZEN, 1995]

Ao estabelecermos os esforços a serem medidos, é preciso definir um sistema de coordenadas para referenciá-los. Na figura 5 temos o exemplo do sistema de coordenadas cartesianas, no entanto com duas variações. A primeira representação é chamada de sistema de coordenadas de forças de *ação*, e a segunda de sistema de coordenadas de força *de reação*.

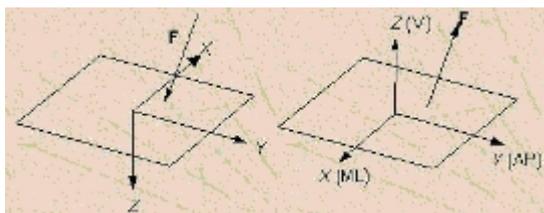


Figura 5. Sistema de coordenadas de forças de ação e reação.

Muitas plataformas de força utilizam uma ou outra destas variações no sistema de coordenadas cartesiano, no entanto, a Sociedade Internacional da

Biomecânica (ISB) sugeriu as seguintes normalizações para o sistema de referência para as medidas em Biomecânica [WU & CAVANAGH, 1995]:

Para análise tridimensional (3D):

- Eixo x horizontal na direção do movimento;
- Eixo y vertical paralelo, na direção da força de gravidade;
- Eixo z horizontal na direção perpendicular a direção do movimento.

Neste projeto será adotado o sistema recomendado pela ISB.

Para indicar a magnitude da força imposta, as plataformas de força utilizam a deformação de um elemento sensível como medida da força aplicada.

O elemento sensível é escolhido de forma que a força atuante no elemento seja diretamente proporcional à deformação deste.

Os extensômetros de resistência elétrica são largamente utilizados como sensores de deformação em sistemas para medição de forças, devido a sua versatilidade, grande variedade de formas, bem como suas características estáticas e dinâmicas [RAMEY,1975], [NIGG, HERZOG,1994].

4. PROJETO E DESENVOLVIMENTO DAS CÉLULAS DE CARGA

As células de carga são os elementos que permitem a transdução das forças. A plataforma contará com quatro células de carga octogonais, baseadas no modelo de [BAGESTEIRO,L.B,1995], com algumas adaptações para um melhor desempenho no nosso sistema. A figura 6 mostra uma simulação da distribuição de tensões na peça projetada.

Em cada célula de carga serão colados oito strain gauges, sendo dois circuitos em ponte completa de wheatstone conforme figuras 16 e 18. Um deles para o cálculo da componente de força vertical (F_z) e o outro para uma das componentes de força no plano (F_x e F_y).

Combinando as quatro células de carga octogonais, da maneira proposta na figura 7, teremos um sistema para medição de esforços nos três eixos ortogonais (x , y e z).

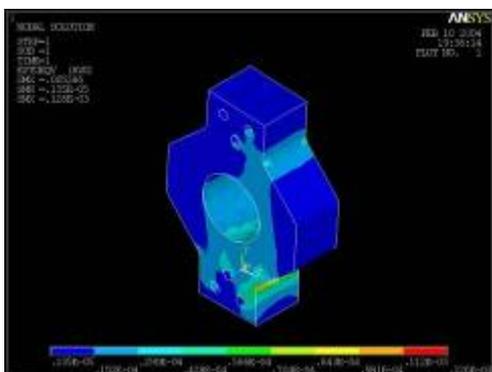


Figura 6. Modelo da célula de carga

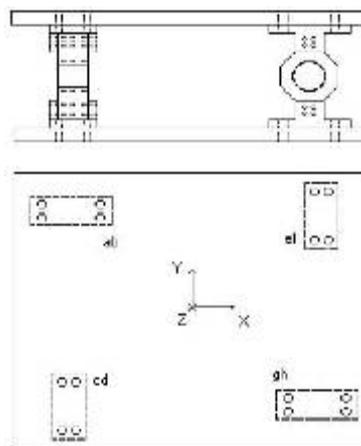


Figura 7. Disposição e denominação das células de carga na plataforma.

As células de carga foram usinadas em aço inox (AISI 304) e as placas da plataforma em alumínio 5052F. As placas têm (500x500x150)mm de dimensão e as dimensões das células de carga podem ser vistas na Figura 8.

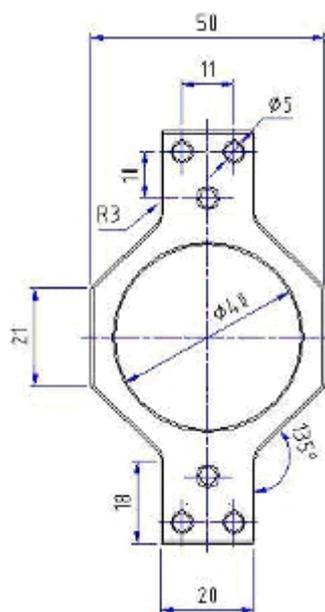


Figura 8. Geometria final da célula de carga

A escolha dos materiais para a confecção das células de carga e das placas, observou a concordância nas características das propriedades mecânicas, dinâmicas e estáticas das peças em questão.

A estrutura é capaz de suportar e acomodar um indivíduo adulto de pé sobre a plataforma, cuja carga nominal não ultrapasse 2500N (no centro da plataforma).

Os transdutores utilizados na plataforma são capazes de medir esforços em duas direções ortogonais, com a presença mínima de interferência entre esses esforços.

O condicionador de sinal será capaz de fornecer etapas de ganho de tensão variadas, de tal forma que o sinal vindo dos transdutores sejam fielmente representados após a etapa de processamento.

Deve ainda prover a alimentação para todo o circuito eletrônico envolvido no projeto, bem como alimentar os transdutores de carga, além de prover uma etapa de digitalização dos sinais, para posterior processamento pelo aplicativo.

O equipamento será capaz de captar os sinais de variação do balanço humano e fornecer um valor de tensão correspondente a essa ação.

As superfícies, superior e inferior foram projetadas de forma que a flecha

máxima não seja maior que 0,01% do esforço máximo (2500 Newtons) para o qual a plataforma foi projetada.

Foram feitas simulações numéricas considerando o limite de escoamento, flambagem e deformações, que garantiram que a célula de carga trabalhará em regime elástico para o esforço que foi projetada, que podem ser vistas nas figuras 9,10,11.

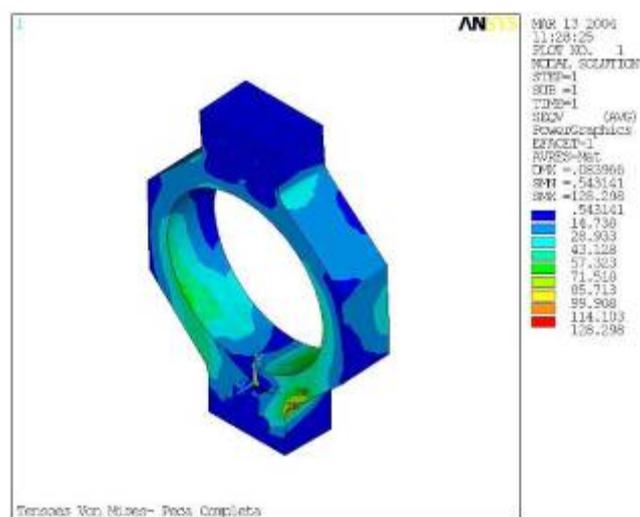


Figura 9 Análise numérica da tensão de escoamento da peça – 128 MPa o máximo valor, o que está mais de duas vezes abaixo do limite do aço inox 304.



Figura 10 Análise da flambagem da peça.

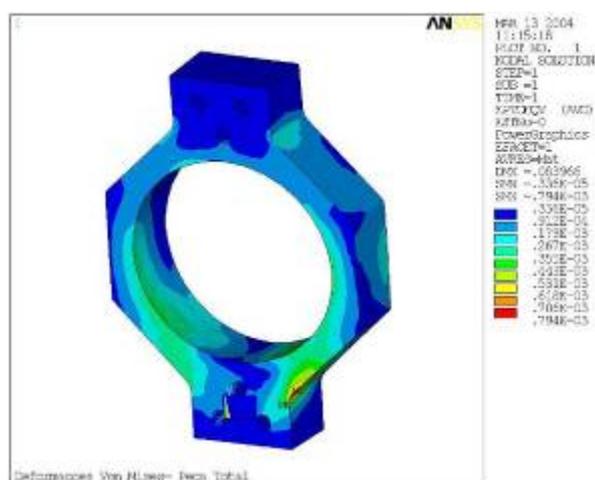


Figura 11 Simulação numérica das deformações sofridas na célula.

Para a fixação das células nas placas de alumínio, foram desenvolvidos oito suportes, dois para cada célula, construídos também em aço inox AISI 304, os quais têm sua geometria e dimensões mostradas na Figura 12; estes foram fixados nas placas através de parafusos M5 de cabeça sextavada.

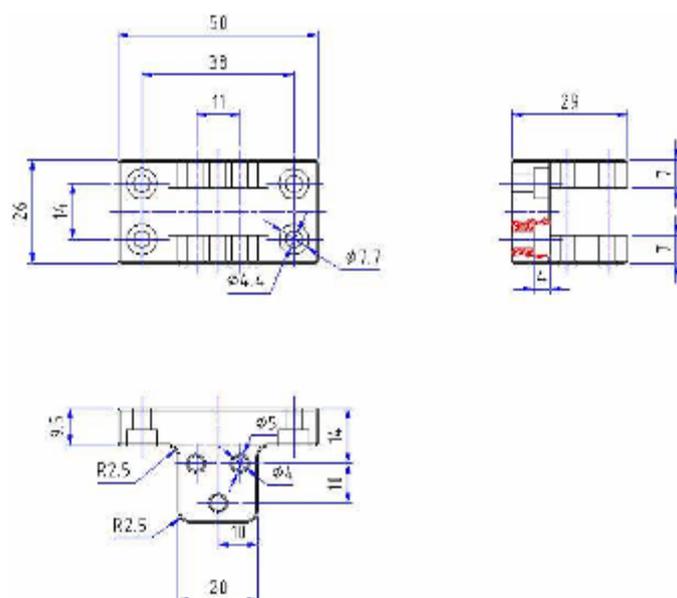


Figura 12 Geometria e dimensões dos suportes de fixação das células de carga (mm).

Depois do modelamento e simulação realizada, a célula de carga e os suportes foram usinados para composição da plataforma como mostra a Figura 13.



Figura 13 Foto da célula de carga e dos suportes usinados.

Posteriormente todos os elementos constituintes da plataforma foram reunidos, resultando assim no equipamento mostrado nas Figuras 14 e 15 onde visualizam-se suas principais vistas, frontal, e lateral respectivamente.



Figura 14 Foto da vista frontal da plataforma.



Figura 15 Foto da vista lateral da plataforma.

De posse dos valores de tensões e deformações ao longo da peça, foi possível calcular para cada região de interesse, como mostra a Figura 16, os valores médios de deformação. A Tabela 1 reúne os valores médios calculados para cada região indicada por números na Figura 16.



Figura 16 Regiões consideradas para os cálculos das deformações médias.

A partir dos valores fornecidos pela Tabela 1, e agrupando-os segundo as regiões 1, 2, 3 e 4 para representação média das deformações ocorridas na ponte horizontal e 5, 6, 7 e 8 para representação média das deformações ocorridas na ponte vertical, foi possível obtermos os coeficientes médios para cada direção de esforço, os quais serão empregados posteriormente no cálculo da sensibilidade das células de carga na direção horizontal e vertical.

Regiões	Deformação média (m)
1	41.16u
2	86.05u
3	86u
4	41.1u
5	41.25u
6	41.3u
7	86u
8	86.05u

Tabela 1: Deformações médias obtidas por região

4.1. FIXAÇÃO DOS STRAIN GAUGES

Concluída a usinagem da célula de carga, o próximo passo foi a colagem dos strain gauges nas regiões já determinadas pelas análises feitas na simulação. Para tal, um estudo sobre as configurações básicas e mais usuais em algumas células de carga comerciais foi realizado. Isto permitiu observar, que aqueles dispositivos são fixados (geralmente aos pares) de forma a detectar as deformações de compressão ou tração mecânica em determinada região.

Tipo	KGF- 5 – 120 C1 – 11 (Kyowa)
Compensação de temperatura	Aço
Comprimento da grade	5mm
Resistência da grade	119,8 +/- 0.2Ω
Fator de Gage (K)	2,10 +/- 1,0%

Tabela 2 Características dos extensômetros elétricos empregados nas células de carga (http://www.kyowa-ei.co.jp/english/index_e.htm).

A Tabela 2 fornece as especificações técnicas do sensor (*strain gauge*) escolhido para o projeto.

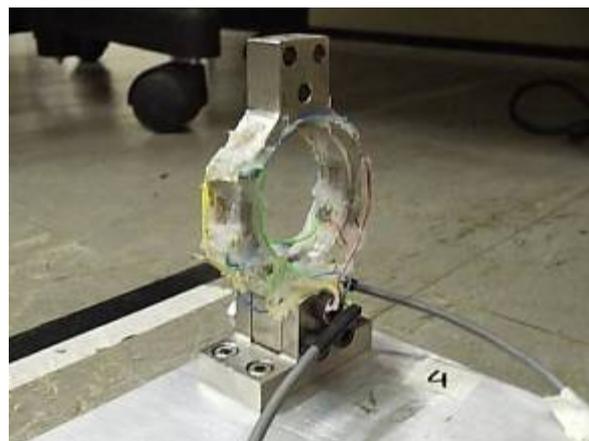


Figura 17 Foto da célula de carga instrumentada com *strain gauges*.

Na Figura 17, podem ser observados detalhes da colagem dos sensores, e do isolante usado para proteção dos mesmos, a disposição destes na célula bem como o cabeamento utilizado. O silicone em gel foi utilizado para proteger os sensores da contaminação por partículas indesejáveis como poeira entre outras. Os cabos utilizados para a conexão da célula de carga ao circuito de condicionamento foram do tipo blindado, com quatro fios de bitola 20.

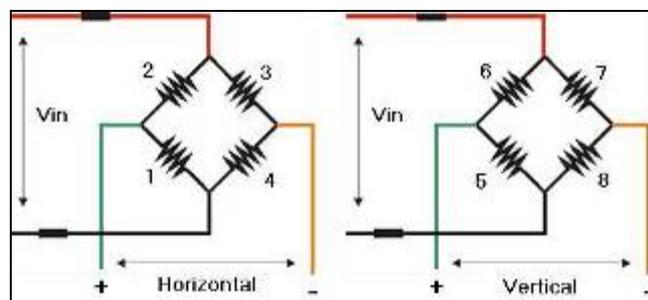


Figura 18 Esquema de conexões das pontes de Wheatstone na célula.

(www.celuladecarga.com.br).

A conexão dos sensores foi feita em ponte completa e segundo o arranjo mostrado na Figura 18, onde cada um destes fornece os valores de tensão correspondentes a cada um dos esforços, vertical e lateral independentemente.

4.2. SENSIBILIDADE DA CÉLULA DE CARGA

Através dos valores mostrados na Tabela 1, pode-se determinar a deformação média (ϵ_m) ocorridas nas regiões sensíveis ao esforço vertical (5, 6, 7 e 8 na Figura 18) e lateral (1, 2, 3 e 4 da mesma Figura).

Os valores encontrados foram:

ϵ_{mV} = Deformação média
ocorrida na ponte vertical =
63,65 $\mu\text{m/m}$

ϵ_{mH} = Deformação média
ocorrida na ponte horizontal
= **65,57** $\mu\text{m/m}$

Substituindo na equação (1).

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = K * (\epsilon_m) \quad (1)$$

Onde V_{in} é a tensão de alimentação da ponte e K é uma

constante adimensional (fator de resistência), cujo valor para este caso é de 2,10 +/- 1% como indicado anteriormente na Tabela 2, temos o valor da sensibilidade da célula de carga vertical e horizontal respectivamente indicado pelas equações (2) e (3).

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 0,1336 \left(\frac{mV}{V} \right) \quad (2)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 0,1335 \left(\frac{mV}{V} \right) \quad (3)$$

Para o valor de tensão escolhido, V_{in} de 8 (oito) volts, obtêm-se para o carregamento máximo projetado, 1200 Newtons, valores de tensões de saída nas pontes vertical e horizontal de:

$$\mathbf{V_{out}_v} = 1,0688\text{mV e}$$

$$\mathbf{V_{out}_h} = 1,0679\text{mV.}$$

Como estes valores são muito pequenos é necessário a utilização de um condicionador de sinais, que amplifique, filtre e digitalize estes sinais.

5. CONDICIONADOR DE SINAIS

O sinal gerado pela deformação dos sensores nas células de carga deve ser condicionado de tal forma que possa ser

lido por uma placa de aquisição ou um sistema de tal tipo.

Um diagrama em blocos mostrado na Figura 19 ilustra os circuitos separadamente, que compõem o módulo de condicionamento e digitalização dos sinais.

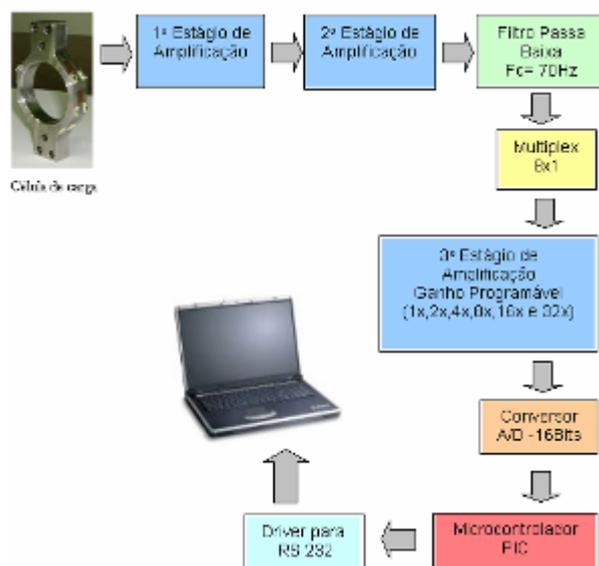


Figura 19 Diagrama em blocos do projeto do módulo condicionador.

Como cada célula de carga desacoplará duas forças (uma vertical e uma no plano), então teremos oito sinais de força, que serão levados a um condicionador de sinais de oito canais.

Inicialmente, oito sinais de tensão vindos da deformação do elemento sensível fixado a célula de carga passam por dois estágios de ganho de tensão fixos. Depois de adequadamente amplificados, esses sinais são conduzidos à etapa de filtragem, onde se busca eliminar do circuito as frequências que não apresentam

qualquer contribuição ao sinal. Em seguida, são multiplexados e podem ser amplificados novamente, caso não estejam com a amplitude desejada.

Um conversor analógico digital de 16 (dezesesseis) bits é usado para digitalizar os sinais que em seguida são encaminhados para um microcontrolador. Esse componente realiza todo o controle da comunicação dos sinais com a porta serial do computador.

5.1. ALIMENTAÇÃO E TENSÃO DE REFERÊNCIA

O condicionador de sinais foi projetado para trabalhar com uma fonte externa, simples de 12V regulados. As células de carga, bem como os circuitos analógicos do dispositivo, foram projetados para trabalhar com alimentação de 8 (oito) volts contínuos, para tanto o regulador LM7808 foi utilizado. Para a alimentação dos circuitos digitais (microcontrolador entre outros) utilizou-se uma tensão de 5 (cinco) volts fornecidos pelo regulador LM7805. A Figura 20 ilustra o diagrama das conexões empregadas para a alimentação dos componentes do módulo condicionador.

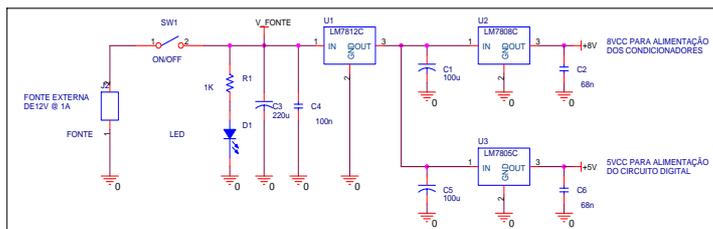


Figura 20 Módulo de alimentação do

Para o projeto do condicionador, optou-se por utilizar fonte simples ao invés de simétrica na alimentação dos CI's, o que permitiu a remoção de um ponto de ruído para o circuito. Para isso se foi necessário fazer um arranjo eletrônico de tal forma que se conseguisse uma tensão positiva para servir como referência externa para o circuito.

A Figura 21 mostra o diagrama das conexões do circuito utilizado para gerar tensão de referência. O gerador de tensão de referência utilizado foi o REF195, capaz de fornecer uma tensão de 5 volts a qual posteriormente será aplicada a um divisor de tensão que possibilita o ajuste de *offset* no circuito, bem como alimentar o pino de referência externa do amplificador diferencial escolhido para a entrada do circuito, de forma que a saída deste nunca seja 0 volts (originalmente), pois como trabalhamos com alimentação simples é necessário respeitar faixas de valores positivos e negativos que a saída do amplificador escolhido não deverá assumir, causando risco de avaliações errôneas.

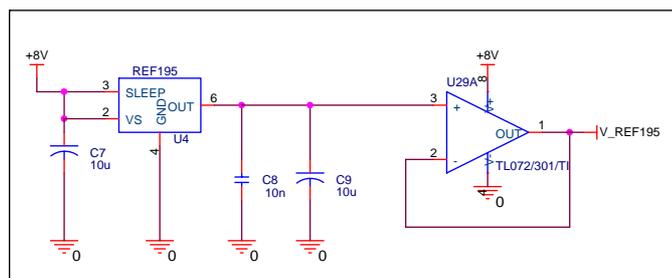


Figura 21: Módulo de geração de tensão de referência com o REF 195.

5.2. CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO

Foi elaborado um circuito de amplificação com duas etapas de ganho.

A primeira etapa de ganho tem a função de aumentar o nível do sinal de entrada, e impedir que ruídos presentes na entrada cheguem ao final do circuito. Assim podemos ver em detalhe na Figura 22 o circuito de amplificação desenvolvido com o uso do amplificador de instrumentação INA121, o qual possui uma relação sinal ruído alta, um dos motivos pelo qual foi escolhido como *front – end* no circuito.

A equação para o ganho fornecida pelo *datasheet* do componente INA 121 é dada por:

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{RG} \quad (4)$$

onde RG é a resistência vista entre os pinos 1 e 8 do INA 121. Nesse caso com o uso de um resistor de precisão de 2.61KΩ

obteve-se um ganho de 20.15 vezes o sinal de entrada.

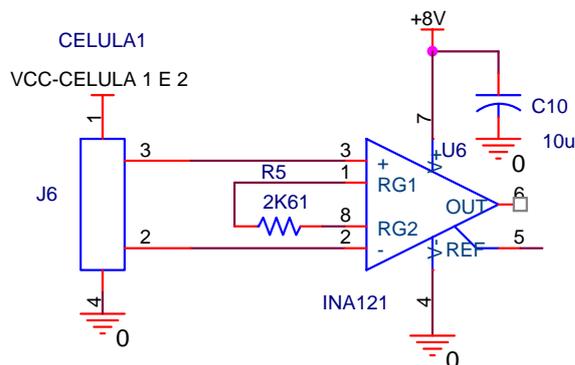


Figura 22 Diagrama esquemático da 1ª etapa de amplificação.

Para eliminar pequenas alterações no circuito provocadas pela inserção do sensor foi implementado um circuito para ajuste de *offset* que, para compensar o desbalanço das resistências nos braços das pontes de Wheatstone, foi conectado ao pino 5 (cinco) do INA121, pino para referência externa, que ao mesmo tempo em que corrige o *offset* de entrada no circuito, também eleva a nossa referência para 2.5V, onde torna-se possível a excursão de sinais de zero a 5 (cinco) volts. A Figura 23 mostra o diagrama de conexões do circuito de ajuste de *offset*.

A faixa de ajuste de *offset* para o qual o circuito foi projetado é de +- 220 milivolts (mV).

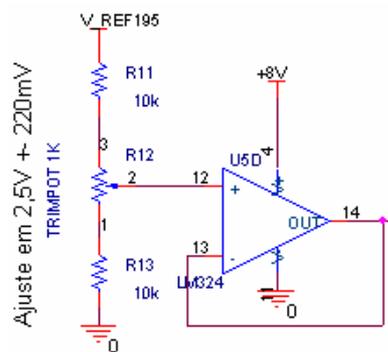


Figura 23 Circuito de ajuste e *offset*.

O segundo estágio de amplificação, foi projetado utilizando-se a configuração não-inversora com um ganho de 26.64 vezes como mostra a Figura 24.

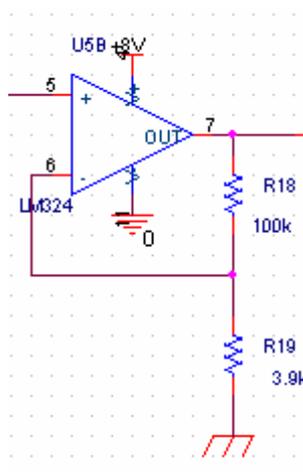


Figura 24 Diagrama da 2ª etapa de amplificação do circuito

Assim o condicionador, ao final das duas etapas de amplificação, tem um ganho de 536.81 vezes o sinal de entrada.

5.3. CIRCUITO DE FILTRAGEM

A Figura 25 mostra o diagrama do filtro empregado. Foi utilizado um filtro na

configuração *Butterworth*, passa-baixa analógico de 3ª ordem (atenuação de 60 dB/década) com frequência de corte, f_c , igual a 70Hz. A frequência de corte de 70 hz foi empregada, devido a ser bem superior a faixa de frequência dos sinais que serão estudados, como por exemplo, o de balanço (oscilação) humano, que tem seu conteúdo espectral significativo em frequências abaixo de 10 hz. O ganho total do sistema até esse estágio não é afetado com a introdução do filtro, pois na configuração adotada este fornece ganho unitário.

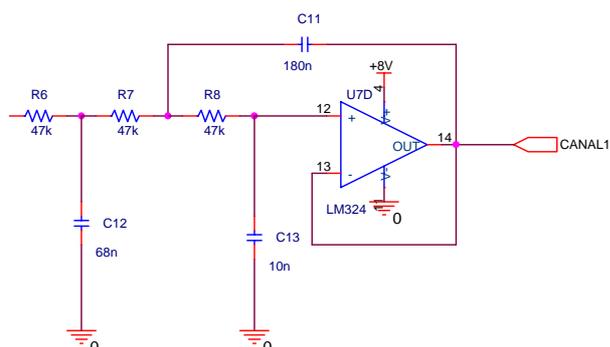


Figura 25 Diagrama do filtro Butterworth passa-baixa 3ª ordem com $f_{corte} = 70\text{Hz}$.

Além dessa filtragem por *hardware*, serão implementados, módulos de filtros digitais para melhorar ainda mais a qualidade do sinal processado, minimizando a presença de eventuais ruídos ou distorções decorrentes do processo de digitalização.

Lembrando que o sinal de saída da ponte quando a célula está submetida à força máxima de 1800N é para o esforço vertical 1.0688 mV e para o horizontal 1.0679 mV, após amplificado nas duas etapas o sinal resultante possuirá amplitude máxima de aproximadamente 573mV para a vertical e para a horizontal.

5.4. MULTIPLEXAÇÃO, GANHO PROGRAMÁVEL E DIGITALIZAÇÃO DE SINAIS.

Foi utilizado o multiplex CD 4051 de oito entradas analógicas e três entradas de controle binário para levar cada canal do amplificador a etapa de ganho programável implementada com o circuito integrado MCP6S21 da *Microchip* com uma única entrada.

O amplificador programável MCP6S21 com oito faixas de ganhos (1x, 2x, 4x, 5x, 8x, 10x, 16x e 32x) disponíveis foi utilizado, para fornecer ao sistema maior liberdade de adequação dos sinais para faixas mais apropriadas de processamento. A Figura 26 ilustra o diagrama de conexões do multiplex e do MCP6S21.

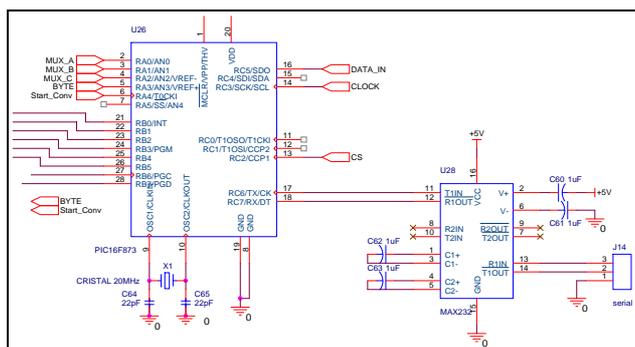


Figura 28 Diagrama de conexões do PIC com o *driver* para a RS232.

Pode ser visto na Figura 28 que os sinais vindos do PIC passam por um CI MAX232 da MAXIM, que é um driver TTL/CMOS para RS232 antes de serem recebidos pela porta serial do computador.

O condicionador de sinais ainda está em fase de implementação e teste podendo sofrer alterações durante este período.

6. AQUISIÇÃO E ANÁLISES DOS SINAIS

Visando tornar o sistema mais portátil, e também a diminuição de custos do projeto, não optando assim pelo uso de uma placa de aquisição, estamos trabalhando com a comunicação pela porta serial.

O software para aquisição e o processamento dos sinais está sendo implementado na linguagem Labview, por possuir os requerimentos básicos e necessários para o sistema proposto.

Para a análise dos dados serão plotados e gerados relatórios dos itens como:

- Módulos separados de *Gait*, *Balanço e Potência*;
- Forças (F_x , F_y , F_z),
- Momentos (M_x , M_y , M_z);
- Centro de Pressão (COP);
- Centro de Gravidade (COG);

Serão implementados no software, os protocolos mais conhecidos para análise de distúrbios de equilíbrio e desordens neuromotoras, tais como o teste de ROMBERG. Outras avaliações biomecânicas também poderão ser feitas.

A busca por uma forma mais eficiente no diagnóstico de desordens posturais, será o alvo no desenvolvimento desta parte do trabalho.

A figura 29 mostra o deslocamento, pelo balanço postural, do centro de pressão (COP) na direção médio-lateral (x).

O conteúdo do espectro de densidade de potência do sinal do estabilograma de uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de 0 a 2HZ [HAYES, 1982] com maior parte do conteúdo até 0.5Hz. Nesse sentido estamos estudando qual o método mais indicado para fazer o processamento desses sinais, se através da FFT (*Fast Fourier*

Transformer), do modelo AR (*Autoregressive Model*), ou ainda da Transformada Chirp – Z.

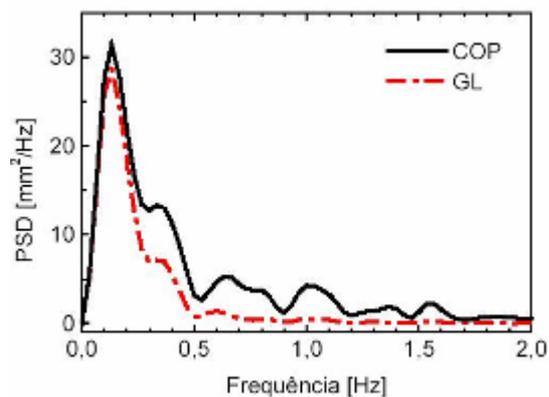


Figura 29. Densidade espectral de potência das trajetórias COP e GL na direção a-p para postura ereta por 30s.

7. DISCUSSÃO

A tentativa de estabelecer uma posição padrão para indivíduos, durante a realização dos testes de balanço do corpo humano, vem sendo alvo de pesquisas e discussões. As atenções se voltam em como eliminar a interferência dessa postura não padronizada, no diagnóstico ou avaliação dos distúrbios a serem estudados.

A questão é que cada indivíduo, sente diferentemente níveis de conforto e desconforto provocados por qualquer posicionamento que lhe seja requerido, portanto há uma busca por um melhor posicionamento do indivíduo durante os testes, constringendo o posicionamento, mas buscando aliar a espontaneidade, a

taxa de conforto para tal, permitindo assim que possamos ter um procedimento padrão.

8. CONCLUSÃO

A construção da plataforma de forças será mais uma ferramenta para o estudo dos aspectos biomecânicos do movimento humano, no nosso caso dando ênfase às investigações nos diagnósticos de desordens neuro-motoras e distúrbios posturais.

Estamos na fase de montagem do protótipo da célula de carga, e de implementação e testes de um canal do condicionador de sinais.

A parte da aquisição e conversão AD está sendo implementada e testada, com comunicação pela porta serial.

O Software também está em fase de desenvolvimento e testes.

9. AGRADECIMENTOS

Ao Professor orientador Adriano Alves Pereira por sua dedicação e respeito à pesquisa, meus sinceros agradecimentos. A Marcelle Alencar Urquiza, companheira de jornada, e ao Professor Alcimar Barbosa Soares, pelo auxílio e direcionamento nos momentos críticos do trabalho e a todos os outros profissionais que estiveram envolvidos nesse projeto.

10. REFERÊNCIAS

- AMADIO, A. C. *Fundamentos da Biomecânica do Esporte: considerações sobre análise cinética e aspectos neuro-musculares do movimento*. São Paulo, 1989.119p tese (Livre Docência) – Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo.
- BAGESTEIRO, L.B.;TAMAGNA, A. *Projeto e Construção de uma Célula de Carga Dinâmica Octogonal*. Porto Alegre:DEMEC- UFRGS, 1995. 21p. (Caderno Técnico de Engenharia Mecânica, nº 7).
- HAMILL,J.;KNUTZEN,K.M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. p 398-405.
- HAYES, K.C (1982) *Biomechanics of Postural Control*. Ex. Sp.Sci. Rev; 10,363-392.
- NIGG, B.M.; HERZOG,W. *Biomechanic of the Musculo-skeletal system*. London: John Willey, 1994 p213-233.
- RAMEY, M.R. *Exercise and Sports Sciences reviews*, New York: Academic Press, 1975. V3,p 303-319.
- TEREKHOV, Y. (1976) *Stabilometry and Some Aspects of its Applications – a review*. Biomed. Eng; 6,11-15, 1976.
- TEREKHOV, Y. (1976) *Stabilometry as a Diagnostic Tool in Clinical Medicine*. CMA J., 115, 631-633,1976.
- ZERNICKE, R.F. *The Emergency of Human Biomechanics*. In: BROOKS, G.A. Perspectives on the academic discipline of physical education. Champaign, Human Kinetics, p124-36, 181.
- WU,G. & CAVANAGH, P.R.: *ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematics data*. *J. Biomechanics* (28), 10:1257-61, TN, 1995