

# Capítulo 6

## Modelagem matemática para o cálculo dos esforços

### 6.1 Equacionamentos matemáticos

Para se descrever o movimento de um corpo, é preciso conhecer inicialmente a posição que ele ocupa no espaço, e essa pode 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 freqüentemente usado na biomecânica.

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

A Figura 6.1 ilustra 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.

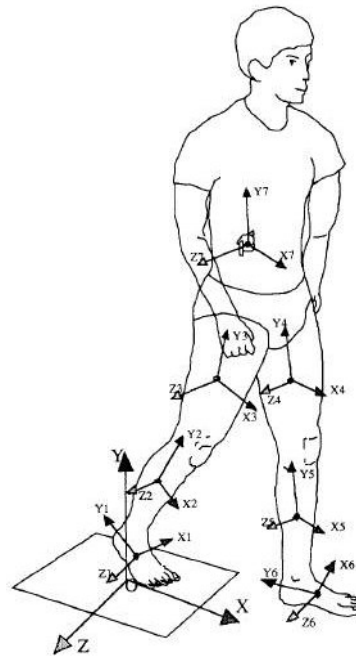


Figura 6.1 Normalização de eixos para o sistema de referência de medidas em biomecânica (Wu & Cavanagh, 1995).

Também adotamos esse sistema de coordenadas para a plataforma de força produzida. A Figura 6.2 ilustra a orientação dos eixos na plataforma e indica as suas dimensões.

- largura = 50cm
- comprimento = 50cm
- altura = 13cm
- $2a$  e  $2b = 44.3\text{cm}$

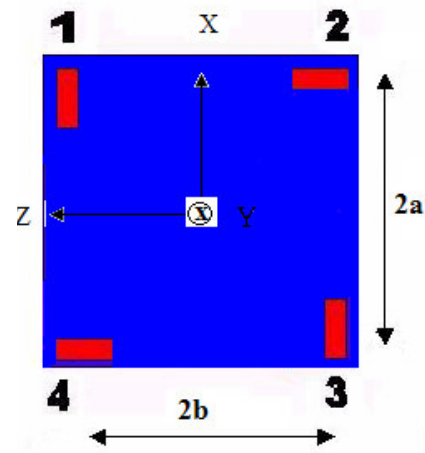


Figura 6.2 Distribuição dos eixos na plataforma de força

Para a determinação das forças envolvidas no processo, tem-se as Equações (6.1), (6.2) e (6.3), que determinam por meio de sua expressão as forças exercidas nos eixos coordenados x, y e z.

$$\Sigma F_x = F_{1x} + F_{3x} \quad (6.1)$$

$$\Sigma F_y = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} + F_{4y} \quad (6.2)$$

$$\Sigma F_z = F_{2z} + F_{4z} \quad (6.3)$$

As equações de momento resultantes nos eixos coordenados são determinadas pelas expressões (6.4), (6.5) e (6.6) a seguir:

$$\Sigma M_x = (F_{2y} + F_{3y}) * b - (F_{1y} + F_{4y}) * b \quad (6.4)$$

$$\Sigma M_y = (F_{2z} - F_{4z}) * a + (F_{3y} - F_{1y}) * b \quad (6.5)$$

$$\Sigma M_z = (F_{1y} + F_{2y}) * a - (F_{3y} + F_{4y}) * a \quad (6.6)$$

De posse dos componentes de força e momento, pode-se encontrar os valores das coordenadas do Xcop e Zcop, dadas nas Equações (6.7) e (6.8).

$$X_{cop} = \frac{-F_x * h - M_z}{F_y} \quad (6.7)$$

$$Z_{cop} = \frac{-F_z * h + M_x}{F_y} \quad (6.8)$$

onde h = distância da plataforma ao plano de medição dos sensores. ( $\approx 6,5\text{cm}$ )

## 6.2 Teoria e modelagem da elipse de confiança

Grandes conjuntos de dados possuem um sério obstáculo para qualquer tentativa de extração de informações visuais pertinentes. Muitas das informações contidas nos dados podem ser obtidas por cálculo de certos números, conhecidos como estatísticas descritivas (Ferreira, 1996). Por exemplo, a média aritmética ou média amostral é uma estatística descritiva que fornece informação de posição, isto é, representa um valor central para o conjunto de dados. Como um outro exemplo, a média das distâncias ao quadrado de cada dado em relação à média fornece uma medida de dispersão ou variabilidade.

As estatísticas descritivas que mensuram posição, variação e associação linear e as descrições formais dessas medidas estão apresentadas a seguir.

A média amostral, simbolizada por  $\bar{X}$  e mostrada na Equação (6.9) é dada por:

$$\bar{X}_k = \frac{1}{n} * \sum_{j=1}^n X_{jk} \quad K= 1, 2, \dots, p \quad (6.9)$$

Uma medida de variação é fornecida pela variância amostral (Equação 6.10), definida para as n observações de i-ésima variável por:

$$S_k^2 = S_{kk} = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (X_{jk} - \bar{X}_k)^2 \quad K= 1, 2, \dots, p \quad (6.10)$$

A raiz quadrada da variância amostral  $S_{kk}$  é conhecida como desvio padrão amostral. Essa medida de variação está na mesma unidade de medida das observações. Uma medida de associação entre as observações de duas variáveis k e k', é dada pela covariância amostral, como mostrada na Equação (6.11).

$$S_{kk'} = \frac{1}{n-1} * \sum_{j=1}^n (X_{jk} - \bar{X}_k) * (X_{jk'} - \bar{X}_{k'}) \quad K, K' = 1, 2, \dots, p \quad (6.11)$$

A maioria das técnicas multivariadas é baseada no simples conceito de distância, por mais formidável que isso possa parecer. O conceito de distância euclidiana deve ser familiar para a maioria dos estudantes. Se for considerado um ponto  $P=(x_1, x_2)$  no plano cartesiano, a distância desse ponto  $P$  da origem  $O=(0, 0)$ , definida por  $d(O,P)$ , é dada pelo Teorema de Pitágoras na Equação (6.12):

$$d(O, P) = \sqrt{(x_1^2 + x_2^2)} \quad (6.12)$$

Essa situação é ilustrada na Figura 6.3. Em geral, se o ponto  $P$  tem  $p$  coordenadas, de tal forma que  $P=(x_1, x_2, \dots, x_p)$ , a distância de  $P$  da origem  $O=(0, 0, \dots, 0)$  pode ser generalizada pela Equação (6.13).

$$d(O, P) = \sqrt{(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_p^2)} \quad (6.13)$$

Todos os pontos  $(x_1, x_2, \dots, x_p)$  que contém uma distância ao quadrado, denominada  $c^2$ , da origem, satisfaz a Equação (6.14):

$$d^2(O, P) = x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_p^2 = c^2 \quad (6.14)$$

A expressão em (6.14) representa a equação de uma hipersfera (um círculo se  $p = 2$ ), e os pontos equidistantes da origem por uma distância  $d(O, P)$  pertencem a essa hipersfera. A distância de um ponto  $P$  a um ponto arbitrário  $Q$ , com coordenadas  $P=(x_1, x_2, \dots, x_p)$  e  $Q=(y_1, y_2, \dots, y_p)$  é dada pela Equação (6.15).

$$d(P, Q) = \sqrt{((x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_p - y_p)^2)} \quad (6.15)$$

A distância euclidiana é insatisfatória para muitas situações estatísticas. Isso ocorre porque a contribuição de cada coordenada tem o mesmo peso para o cálculo da distância. Quando essas coordenadas representam medidas, elas são provenientes de um processo que sofre flutuações aleatórias de diferentes magnitudes. Assim, algumas vezes, é desejável ponderar as coordenadas com

grande variabilidade por menores pesos em relação àquelas com baixa variabilidade. Isso sugere o uso de uma nova medida de distância.

Será apresentada a seguir uma distância que considera as diferenças de variação e a presença de correlação. Como a escolha da distância depende das variâncias e das covariâncias amostrais, a partir deste instante, será utilizado o termo “distância estatística” para distingui-la de distância euclidiana.

Em princípio, será considerada a construção de uma distância entre um ponto  $P$ , com  $p$  coordenadas, da origem. O argumento que pode ser usado refere-se ao fato de que as coordenadas de  $P$  podem variar no espaço produzindo diferentes posições para os pontos. Para ilustrar, pode-se supor que se tenha  $n$  pares de medidas em duas variáveis ( $x_1$  e  $x_2$ ) e que as medidas de  $x_1$  variam independentemente das mensurações em  $x_2$ . O significado de independente neste ponto pode ser dado pelo fato de que os valores de  $x_1$  não podem ser preditos com nenhuma acurácia a partir dos valores de  $x_2$  e vice-versa. Em adição, é assumido que as observações de  $x_1$  possuem maior variabilidade que as de  $x_2$ . Uma ilustração dessa situação está apresentada na Figura 6.3.

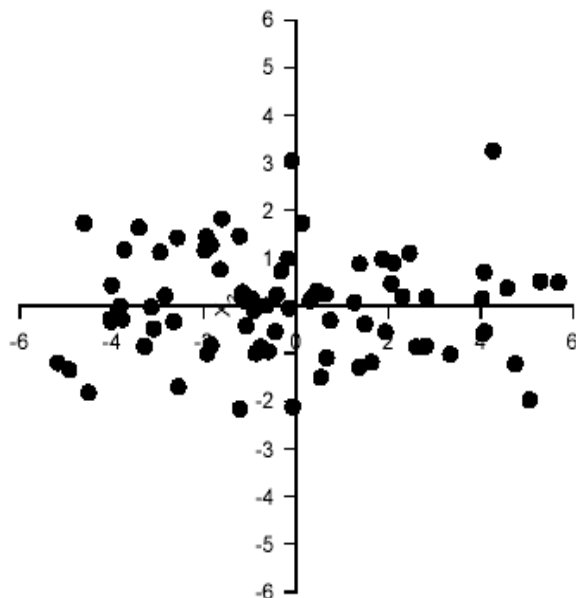


Figura 6.3 Diagrama de dispersão, mostrando a maior variabilidade na direção de  $x_1$  do que na direção de  $x_2$  (Ferreira, 1996).

Observando a Figura 6.3, verifica-se que não é surpreendente encontrar desvios na direção de  $x_1$  que se afastem, consideravelmente, da origem, o que não ocorre na direção de  $x_2$ . Parece ser razoável, então, ponderar  $x_2$  com mais peso do que  $x_1$  para um mesmo valor, quando as distâncias da origem forem calculadas.

Um modo de fazer isso é dividir cada coordenada pelo desvio padrão amostral. Após a divisão, têm-se as coordenadas estandardizadas, indicadas pelas Equações (6.16) e (6.17).

$$x_1^* = x_1 / \sqrt{S_{11}} \quad (6.16)$$

$$x_2^* = x_2 / \sqrt{S_{22}} \quad (6.17)$$

Após eliminar as diferenças de variabilidade das variáveis (coordenadas), determina-se a distância usando a fórmula euclidiana padrão indicada na Equação (6.18)

$$d(O, P) = \sqrt{((x_1^*)^2 + (x_2^*)^2)} = \sqrt{\left( \frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} \right)} \quad (6.18)$$

Usando a Equação (6.18), todos os pontos com coordenadas  $(x_1, x_2)$  e com distância quadrada ( $c^2$ ) da origem devem satisfazer a Equação (6.19):

$$\frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2 \quad (6.19)$$

A Equação (6.18) é a equação de uma elipse, cujos maiores e menores eixos coincidem com os eixos das coordenadas. A Figura 6.4 mostra o caso geral para  $p = 2$  coordenadas.

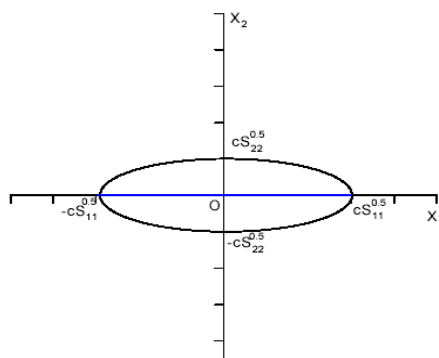


Figura 6.4 Elipse de uma distância estatística quadrática  $d^2(O,P) = \frac{x_1^2}{S_{11}} + \frac{x_2^2}{S_{22}} = c^2$

A técnica de elipse de confiança permite que a interpretação dos resultados seja feita por meio de uma visualização rápida e simples. É uma técnica gráfica baseada na elaboração de um diagrama de dispersão dos resultados, associados a uma região de confiança (elipse). A elipse de confiança é realizada por meio do estudo estatístico entre variáveis aleatórias.

A elipse de confiança (Triola,1999) é traçada de modo que qualquer ponto tenha a mesma probabilidade P de se situar dentro da elipse. A probabilidade P é dada pelo nível de significância adotado. A Tabela 6.1 relaciona o intervalo de confiança com nível de significância e nível de confiança.

<b>Intervalo de Confiança</b>	<b>Nível de Confiança %</b>	<b>Nível de Significância</b>
3.30	99.9	0.1
3	99.7	0.3
2.57	99.0	1.0
2	95.4	4.6
1.96	95.0	5.0
1.65	90.0	10.0
1	68.3	31.7

A elipse de confiança é traçada de tal modo que qualquer ponto tem a mesma probabilidade de estar dentro da elipse e, em geral, é estabelecido o grau de 95% de confiança. Geralmente, os pontos se situam dentro de uma elipse, cujo eixo maior faz um ângulo de aproximadamente  $45^0$  com o eixo da horizontal. Portanto, a inclinação maior da elipse está próxima de +1 e a do eixo menor, de -1. A dispersão dos pontos ao longo do eixo maior está associada aos erros sistemáticos, enquanto que, ao longo do eixo menor, está associada aos erros aleatórios.

A elipse de confiança fornece algumas características importantes, as quais estão relacionadas abaixo:



- Os pontos que fazem parte do contorno da elipse, estão a uma distância quadrática  $C$  constante;
- Os eixos da elipse são orientados pelo seus autovetores, em que a direção do eixo maior é dado pelo 1º autovetor e a direção do eixo menor é dado pelo 2º autovetor;
- O semi-eixo maior da elipse é dado por  $+ -C\sqrt{\lambda_1}$  e o semi-eixo menor é dado por  $+ -C\sqrt{\lambda_2}$ , onde  $\lambda_1$  e  $\lambda_2$  são os autovalores da amostra e  $\lambda_1 > \lambda_2$ .

## 6.2.1 Implementação da elipse de confiança

O algoritmo da elipse de confiança foi implementado utilizando os software *Matlab* versão 6.1 e *LabView* 6.1. Tanto as linhas de código, quanto os diagramas gerados no Labview estão disponíveis para consulta no ANEXO E deste trabalho. A Figura 6.5 mostra uma elipse de confiança gerada a partir de dois vetores, representando as leituras dos vetores de aquisição  $X_{cop}$  e  $Z_{cop}$  durante uma avaliação de balanço. Em detalhe, pode-se ver alguns dados estatísticos fornecidos pelo software.

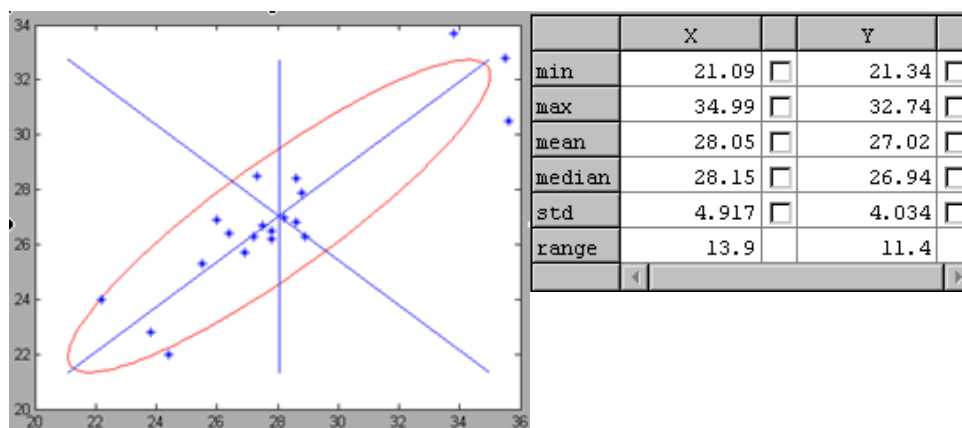


Figura 6.5 Elipse de confiança e dados estatísticos.

As Equações (6.21) e (6.22), respectivamente expressam o índice de limite para estabilidade padrão ( $S_{Standard}$ ) e o índice de estabilidade em avaliação ( $S_{score}$ ), que são calculados nos testes com estabilidade. O índice de estabilidade padrão, fornece um valor que representa o raio de uma círculo imaginário, em que se inscreve a área de estabilidade do indivíduo. Se o  $S_{Standard}$  for igual a 10cm (ver unidade de medida da altura fornecida), então, um círculo de raio 10 representará toda a área de estabilidade quando o indivíduo estiver na postura ereta *quasi-estática*. As equações utilizadas foram retiradas do (*Bioastronautics Databook, NASA, 1962*).

$$S_{standard} = 0.55H \sin 6.25^\circ \quad (6.21)$$

$$S_{score} = 1 - \frac{A_{max}}{S_{standard}} \% \quad (6.22)$$

# Capítulo 7

## O aplicativo desenvolvido

### 7.1 Estrutura do aplicativo

Analisadas as características básicas das plataformas de força apresentadas em capítulos anteriores e conhecidos os recursos que os sistemas para avaliações biomecânicas diversas oferecem, será apresentada uma proposta de aplicativo para trabalhar em conjunto com o protótipo desenvolvido, de forma que aquele seja capaz de fornecer os principais parâmetros empregados nas avaliações biomecânicas, particularmente, as de balanço humano.

O cálculo dos esforços de força e momento, bem como as coordenadas do centro de pressão e os índices de estabilidade envolvidos nas análises de estabilidade são realizados no aplicativo por meio da implementação de um conjunto de equações que modelam esses esforços. As indicações quanto à direcionalidade do movimento durante as avaliações de equilíbrio e os índices de estabilidade fornecidos nesses testes foram modelados por elipses de confiança. A seguir serão apresentadas as bases teóricas para a compreensão da ferramenta estatística (elipse de confiança), além do equacionamento matemático empregado para o cálculo dos esforços envolvidos.

Um esquema da estrutura de funcionamento do aplicativo pode ser observada na Figura 7.1

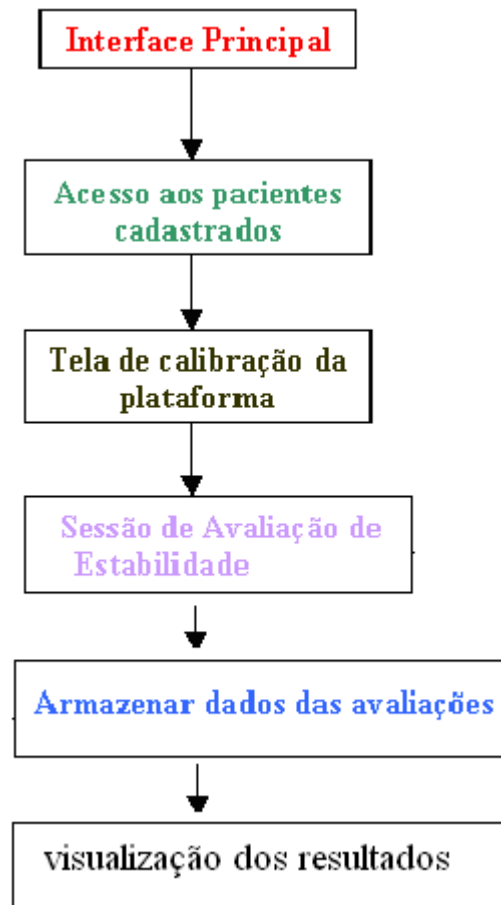


Figura 7.1 Estrutura de funcionamento do aplicativo.

O aplicativo desenvolvido, recebeu o nome de **Sistema de Avaliação de Equilíbrio** e foi desenvolvido na plataforma *Windows*. Para a sua implementação, foi utilizado o software gráfico *LabView 6.1*, visto que forneceu as ferramentas necessárias para construção do aplicativo e não demonstrou problemas com relação ao tempo de processamento e confiabilidade dos resultados.

A interface principal do software, apresentada na Figura 7.2, mostra as opções de acesso para cadastro de paciente por meio do preenchimento de um formulário básico com informações como nome, endereço, telefone, estatura, massa e ainda um questionário sobre alguns dados clínicos a cerca de patologias já conhecidas pelo paciente e que podem apresentar alguma relevância quando as

avaliações de balanço forem completas. Há, na interface, um campo para observações, ou mesmo queixas rotineiras. O local e data das avaliações também podem ser registrados para posterior consulta.

Figura 7.2 Interface principal do programa - tela de cadastro de voluntários.

Passada a etapa de registro, o próximo passo é a calibração da plataforma de força. O processo de calibração da plataforma é um procedimento que visa aferir o sistema como um todo. Após a aquisição de dados iniciais, pode-se obter os valores conhecidos como *offsets*, ilustrados na Figura 7.3. *Offsets* nada mais são do que valores iniciais assumidos por algumas variáveis e presentes no hardware em determinados pontos, assim que o sistema é energizado, e que, na maioria das vezes, com o passar do tempo, tornam-se inerentes ao sistema por se tratar de diferenças provocadas pela não linearidade, imprecisão e mesmo má fabricação ou estado de conservação de alguns componentes do sistema.

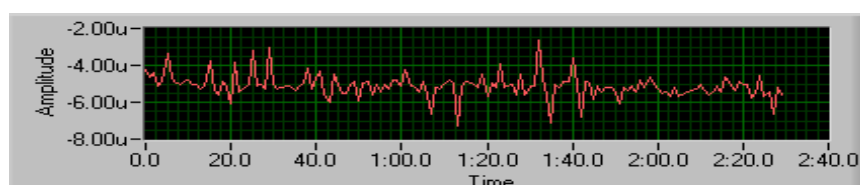


Figura 7.3 Sinal de *offset* amostrado de uma célula de carga.

A etapa de calibração busca anular do sistema esses valores iniciais que deveriam ser zero ou próximos de zero, de tal forma que conhecidos e lidos sem carga na plataforma, esses sejam considerados como o zero do sistema, e sejam levados em conta nos cálculos posteriores. Nesse sentido, foi desenvolvida uma rotina para realização da calibração do protótipo que envolve as etapas de aquisição dos valores iniciais e o cálculo de valores médios que serão postos como o zero para o sistema. As Figuras 7.4 e 7.5 mostram telas que fornecem ao usuário as primeiras informações sobre o início da calibração.

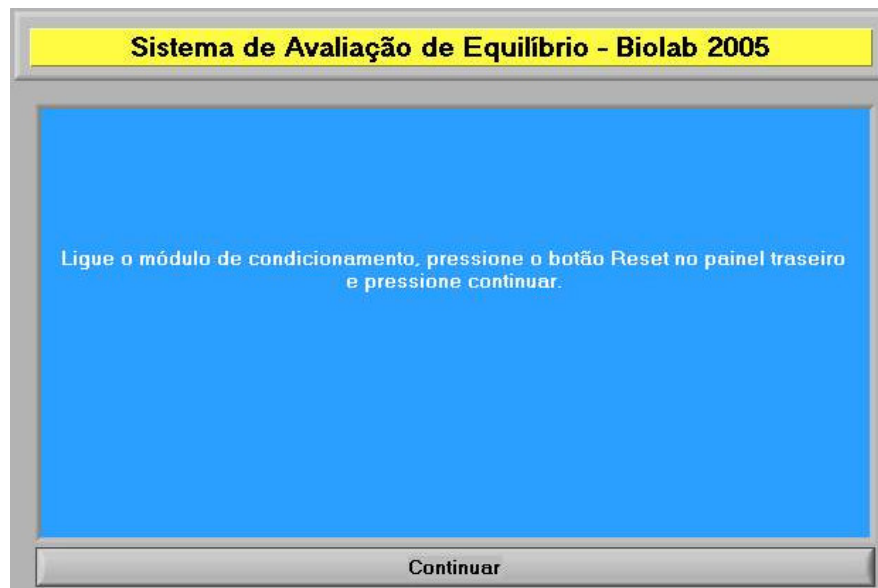


Figura 7.4 Primeira interface de calibração.

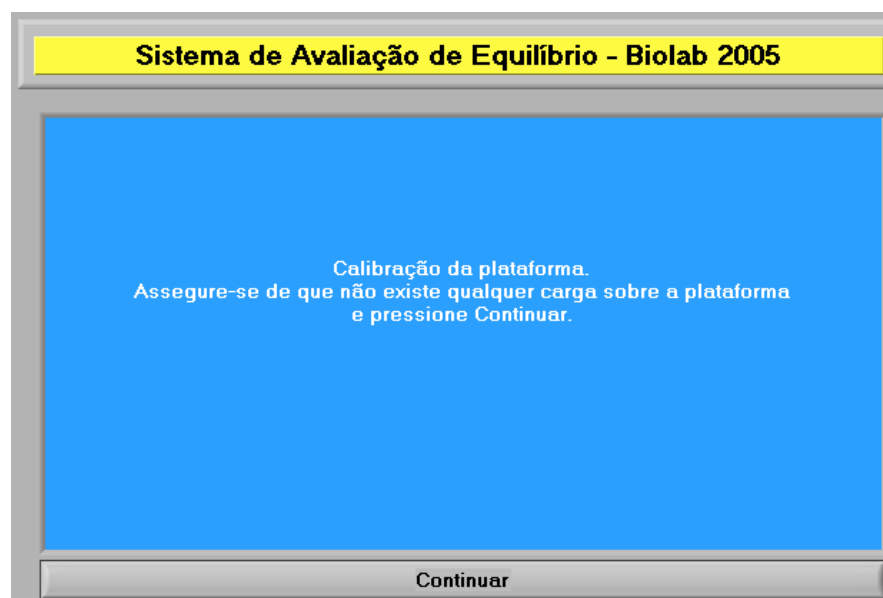


Figura 7.5 Segunda interface de calibração.

Concluída a calibração, a tela ilustrada pela Figura 7.6 é apresentada ao usuário e, em seguida, são iniciadas as avaliações de estabilidade.

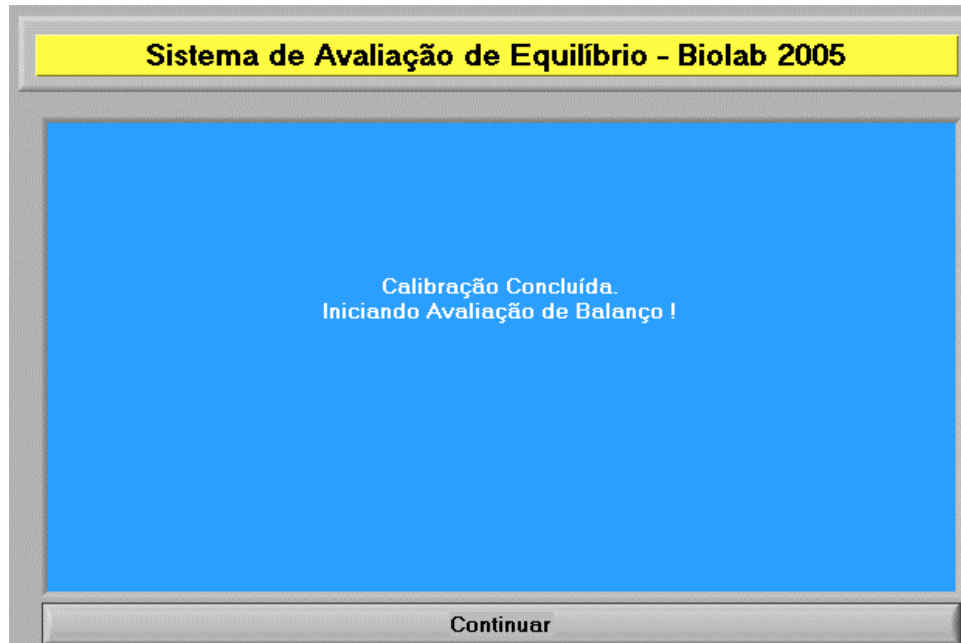


Figura 7.6 Interface de calibração concluída.

Acompanhando o diagrama em blocos ilustrado na Figura 7.1, o passo seguinte trata de mostrar os procedimentos na execução das avaliações de estabilidade. As avaliações realizadas foram basicamente de dois tipos: as de estabilidade normal e as de estabilidade perturbada.

A avaliação de estabilidade normal busca verificar o deslocamento do centro de pressão do sujeito em teste, quando esse se encontrar sobre a plataforma de força, devidamente instruído, para a realização dos testes em dois instantes diferentes: com e sem visão. O objetivo é verificar por meio da elipse de confiança que será traçada, a direção que houve maior movimento ou balanço, fornecer as coordenadas médias do centro de pressão, bem como seu comportamento ao longo do tempo no ensaio em teste. A Figura 7.7 apresenta a tela inicial da etapa de avaliação de estabilidade normal.

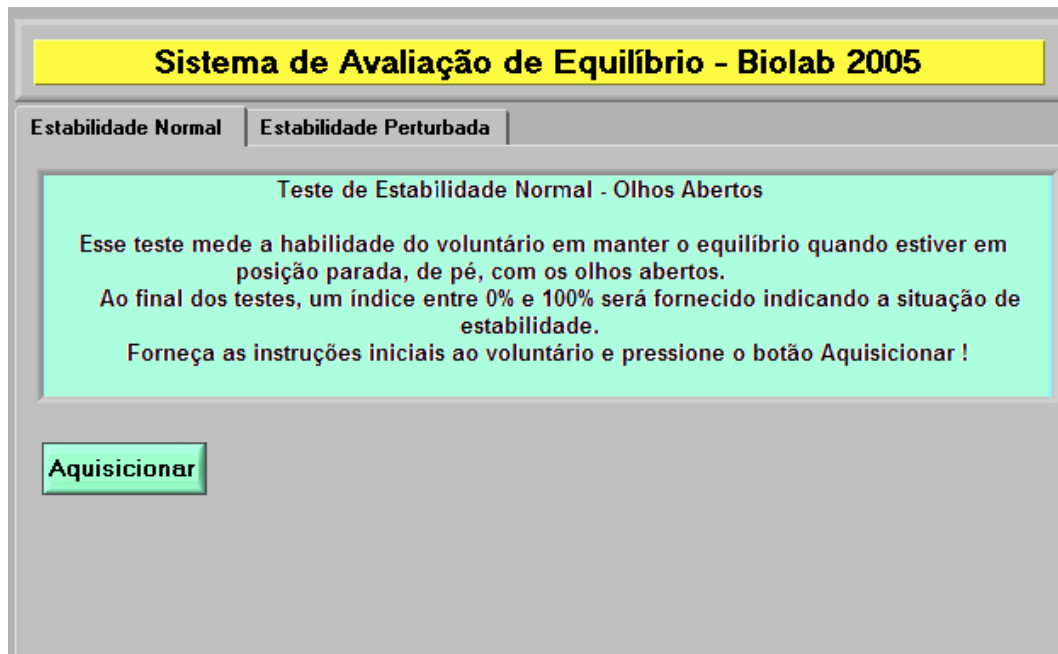


Figura 7.7 Interface de preparação para os testes de estabilidade normal.

A interface mostrada na Figura 7.7 fornece algumas instruções ao avaliador. Esse, por sua vez, deve se posicionar sobre a plataforma de acordo com as orientações fornecidas pelo avaliador. Quando o botão “Aquisicionar” é pressionado, os testes iniciam-se e os valores referentes aos esforços provocados são adquiridos e armazenados em vetores, para posterior processamento. Encerrada a avaliação de estabilidade normal com os olhos abertos, uma tela que fornece as informações referentes a prosseguimento das avaliações com estabilidade perturbada é apresentada ao usuário e pode ser vista na Figura 7.8.

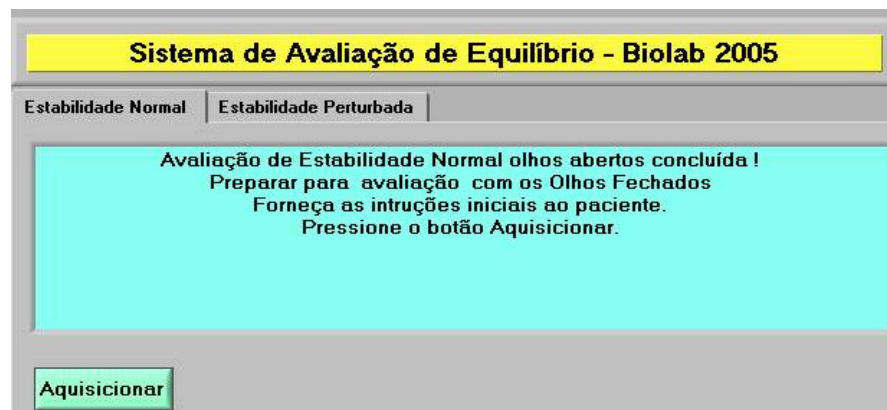


Figura 7.8 Interface de fim de estabilidade normal com olhos abertos.



Na avaliação de estabilidade perturbada, busca-se obter os mesmos parâmetros da estabilidade normal, mas adiciona-se a plataforma uma espuma de compressão conhecida, de tal forma que a sua superfície se pareça menos rígida ou com alguma mobilidade, permitindo assim, observar o comportamento das mesmas variáveis em questão, para o caso de uma perturbação na superfície de apoio.

Ao término da primeira etapa dos testes de estabilidade, é permitido ao usuário salvar os valores que foram lidos para posterior processamento ou análise. A interface para salvamento pode ser vista na Figura 7.9.

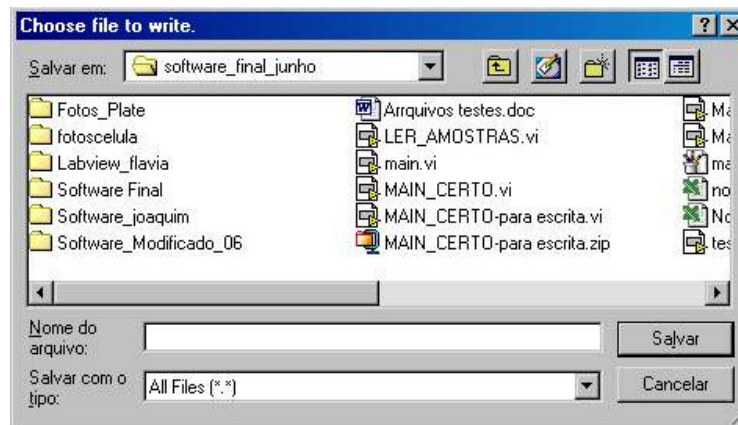


Figura 7.9 Salvar valores do ensaio.

Em seguida, a interface de fim dos testes na modalidade estabilidade normal olhos abertos é apresentada na Figura 7.10. O teste com os olhos fechados se inicia no momento em que o avaliador pressionar o botão aquisicionar .

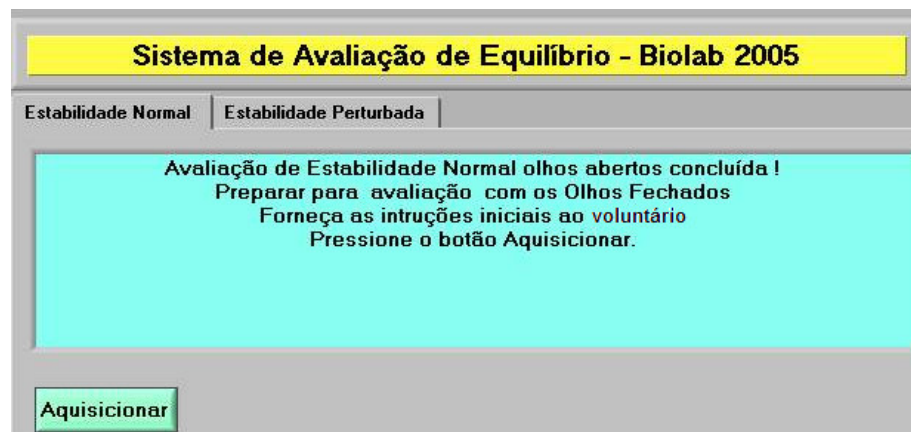


Figura 7.10 Interface para continuação dos testes.

Encerrada as avaliações de estabilidade normal, o avaliador deve clicar na aba da estabilidade perturbada e assim dá início aos testes. A tela mostrada na Figura 7.11 é apresentada, e nela estão disponíveis as informações pertinentes aos testes para avaliação de estabilidade perturbada.

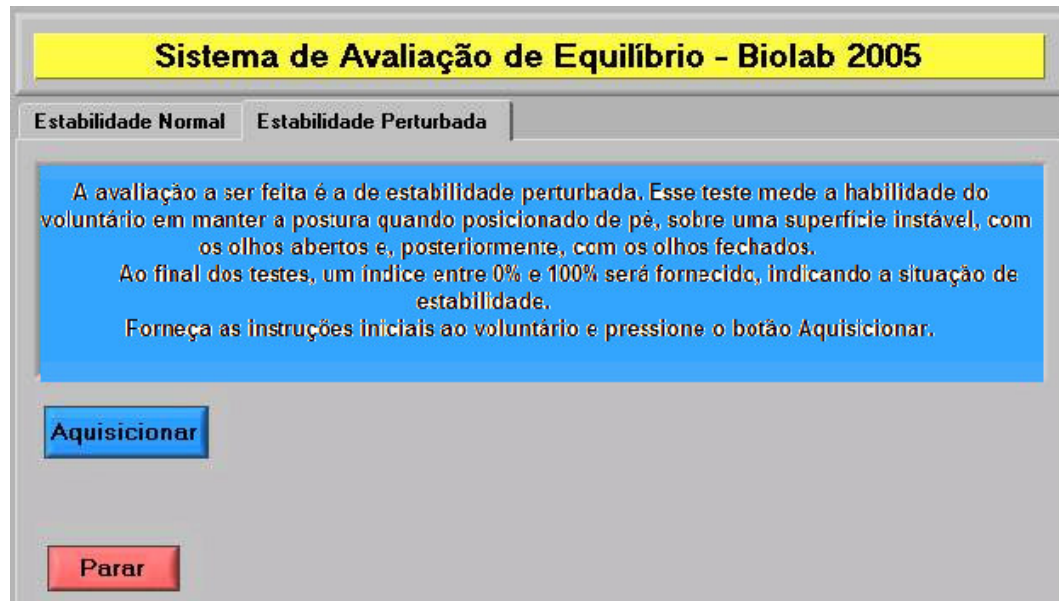


Figura 7.11 Interface de preparação dos testes de estabilidade perturbada.

A realização do teste de estabilidade perturbada transcorre da mesma maneira que o de estabilidade normal, exceto que uma espuma de compressão conhecida será colocada sobre a plataforma e será avaliada a estabilidade do indivíduo em teste diante de uma superfície menos rígida que a anterior. A Figura 7.12 mostra a interface quando os testes de estabilidade se iniciam.

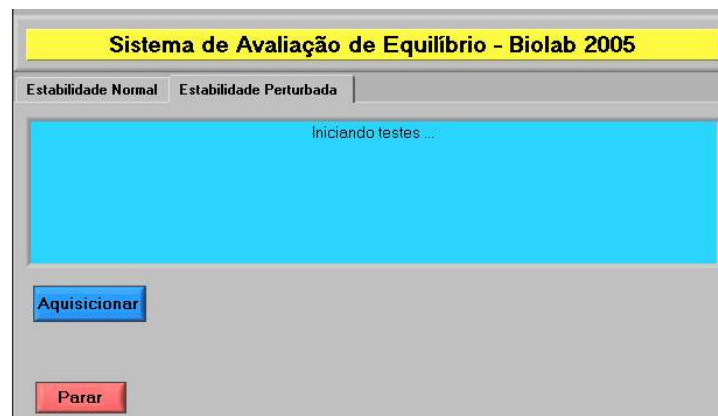


Figura 7.12 Interface de início dos testes de estabilidade perturbada.

Quando as avaliações se encerram, é apresentada ao usuário a tela mostrada na Figura 7.13.

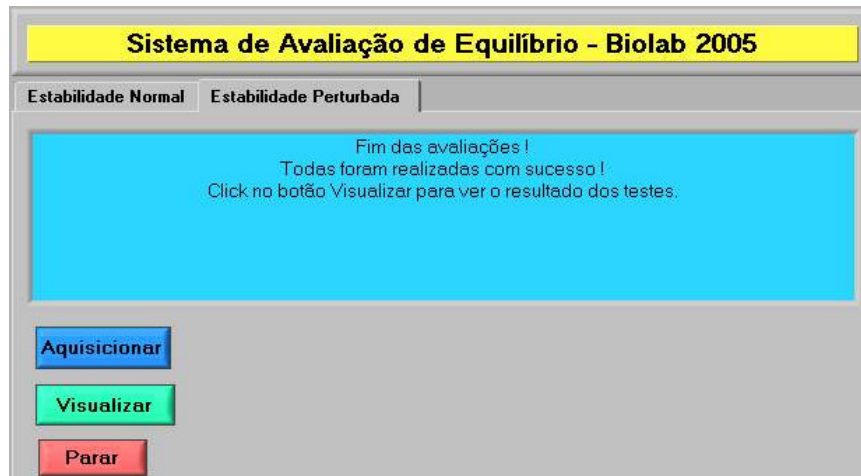


Figura 7.13 Interface de fim de teste.

A partir desse momento, o avaliador pode parar os testes pressionando o botão parar e verificar os resultados pressionando o botão visualizar. As elipses de confiança são obtidas com os resultados dos testes, juntamente com a localização do centro de pressão médio do voluntário durante as etapas do teste. Alguns índices de estabilidade que indicam o seu posicionamento com relação a uma população padrão também são fornecidos. A Figura 7.14 apresenta as elipses de confiança obtidas dos testes.

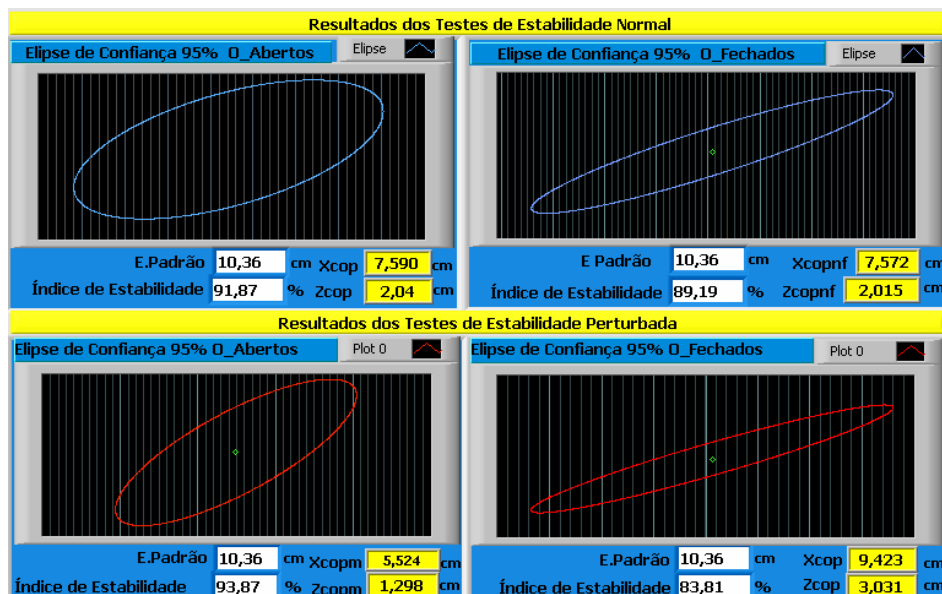


Figura 7.14 Elipses de confiança.

Os conceitos fundamentais para a compreensão da construção de elipses de confiança e o que ela representa em relação às avaliações feitas serão apresentados no capítulo seguinte, juntamente com todo o equacionamento matemático desenvolvido para a obtenção dos parâmetros calculados e fornecidos pelo aplicativo.

Diversas representações gráficas ainda são contempladas e disponibilizadas pelo aplicativo, como um estabilograma mostrado pelo gráfico na Figura 7.15 .

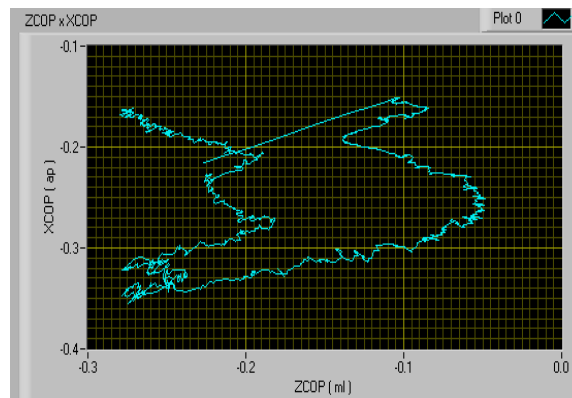


Figura 7.15 Estabilograma Zcop x Xcop.

O gráfico mostrado na Figura 7.16 ilustra o registro do comportamento das coordenadas do centro de pressão Zcop e Xcop com relação ao tempo. Observando o gráfico abaixo, percebe-se que existe uma variação em torno de valores médios, onde se encontra o centro de pressão. Esses valores médios representam a localização em média das coordenadas de Xcop e Zcop.

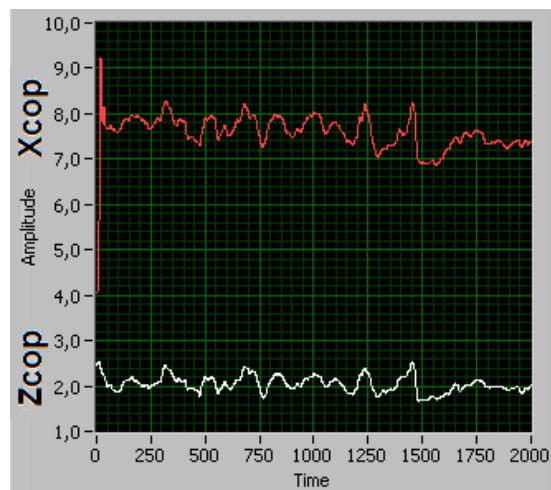


Figura 7.16 Sinal de Xcop e Zcop, sem filtragem, ao longo do tempo.

Ainda existem diversas avaliações que se dedicam ao mesmo fim, mas a implementação e validação dessas duas apenas já sinaliza a possibilidade de introdução dessa ferramenta no dia-a-dia de clínicas especializadas, juntamente com o aplicativo que contemple os parâmetros significativos para as investigações a serem feitas, de forma que agreguem mais consistência e confiabilidade ao processo.

# Capítulo 8

## Experimentos, resultados e discussões

### 8.1 Introdução

Uma vez concluídas as etapas de projeto e desenvolvimento, as diversas funcionalidades do protótipo foram avaliadas por meio de experimentos pilotos com quatro variações das diversas modalidades dos protocolos de avaliação do balanço humano. Contudo, deve-se ressaltar que tais experimentos não tiveram como objetivo emitir qualquer tipo de diagnóstico a respeito de possíveis distúrbios na regulação postural, uma vez que isso deve ser feito por pessoal qualificado na área da saúde.

Os itens que se seguem descrevem a metodologia experimental adotada e os resultados obtidos em pilotos, nas modalidades de avaliação de estabilidade normal e de estabilidade perturbada, com e sem visão, com o objetivo de comprovar se o aplicativo atingiu as metas definidas no Capítulo 1 deste trabalho. Ainda assim, os procedimentos mínimos necessários para as avaliações de equilíbrio foram seguidos.

### 8.2 Metodologia experimental

#### 8.2.1 Ambiente de trabalho

Para a realização das avaliações de equilíbrio, é necessário um ambiente tranquilo, com temperatura ambiente agradável e, de preferência, com pouco ou

nenhum ruído externo, para que a concentração do indivíduo não seja comprometida. O voluntário a ser avaliado deve se posicionar de forma confortável, para minimizar interferências em seus movimentos.

### 8.2.2 Arranjo experimental

Para a medição do COP com relação à localização das coordenadas e para a detecção da variação e da direção principal do movimento, foi utilizada a plataforma de força desenvolvida neste trabalho, 50x50cm, capaz de fornecer os três componentes ortogonais do vetor força, bem como os vetores de momento. O software escrito em *Labview (LabView 6.1, National Instruments Corporation/ Dallas, TX, EUA)* calcula as coordenadas do COP e mostra, por meio de elipses de confiança de 95%, a direção principal dos movimentos realizados durante a avaliação.

O software possibilita ainda, conhecer os índices de estabilidade padrão e instantâneo obtidos durante a sessão. A aquisição dos sinais da plataforma foi realizada em frequências 150, 200 e 300Hz. A aquisição dos dados foi feita utilizando-se um computador padrão *IBM-PC* e o módulo de condicionamento e digitalização de sinais construído especificamente para este projeto.

### 8.2.3 Duração

A duração dos testes de avaliação do equilíbrio não é padronizada, mas comumente fica em torno de 15 a 50 segundos para cada uma das modalidades do exame:

- **Estabilidade Normal**
  - Olhos abertos
  - Olhos fechados
- **Estabilidade Perturbada**
  - Olhos abertos
  - Olhos fechados

### **8.2.4 Tipos de avaliações**

Foram realizadas, basicamente, dois tipos de avaliações para a experimentação do protótipo. Essas avaliações foram implementadas a partir de um conjunto de protocolos proposto por Romberg para avaliação de equilíbrio, dentre elas, a avaliação de estabilidade normal e a avaliação de estabilidade perturbada. As funcionalidades dessas avaliações foram apresentadas no Capítulo 7.

### **8.2.5 Amostra**

Três adultos voluntários (um homem e duas mulheres) participaram deste estudo. A idade média dos integrantes do grupo era de 23 anos, a estatura média era de 1.70m e a massa corporal média era de 65 kilogramas. Nenhum indivíduo apresentava qualquer histórico de desordem músculo-esquelética ou postural e apenas queixaram-se de vertigens esporádicas. Todos os participantes deram voluntariamente o seu consentimento para a participação no estudo, ficando firmado assim, o compromisso entre eles e a equipe de pesquisas, em preservar todos com relação à veiculação de suas imagens.

### **8.2.6 Configuração das avaliações**

Para o início das avaliações, a seguinte configuração foi adotada:

- O voluntário recebe instruções básicas para conhecer o tipo de avaliação à qual ele será submetido;
- O voluntário posiciona-se ao centro da plataforma, diante das marcas, observando as instruções passadas pelo avaliador. A Figura 8.1 ilustra o posicionamento do voluntário, bem como as marcas na plataforma;





Figura 8.1 Foto de voluntário na plataforma e em detalhe as marcações na plataforma.

- o voluntário é orientado a olhar atentamente para um ponto fixo a frente, buscando concentrar-se. No momento em que o exame começar, é orientado a iniciar a contagem, em voz de alta, de uma seqüência numérica, iniciando em zero e mantendo a ordem crescente;
- em alguns momentos foi solicitado ao voluntário descer ou subir na plataforma para que os testes possam ocorrer de forma satisfatória. A Figura 8.2 ilustra um voluntário sobre a plataforma, sendo instruído para o início dos ensaios.



Figura 8.2 Foto de voluntário sendo instruído para início das avaliações.

## 8.3 Avaliações e resultados

Conhecida a dinâmica dos testes, apresentam-se a seguir os resultados das avaliações obtidas de um dos voluntários participantes, em que foram monitorados e mensurados os seguintes parâmetros para as avaliações de estabilidade:

- localização das coordenadas médias centro de pressão do voluntário com relação aos eixos X ( $x_{cop}$ ) e ao eixo Z ( $z_{cop}$ ). As coordenadas  $X_{cop}$  e  $Z_{cop}$  são calculadas a partir dos valores de força e momentos quantizados durante os experimentos;
- variação do  $X_{cop}$  e  $Z_{cop}$  ao longo do tempo de ensaio;
- as elipses de confiança das avaliações de estabilidade normal e perturbada;
- índices de estabilidade padrão (individual) e o índice de estabilidade instantâneo.

Para o início dos teste, foi realizado um cadastro do voluntário, com alguns dados pessoais e observações pertinentes às avaliações. A Figura 8.3 mostra mais detalhes da etapa de cadastro do aplicativo desenvolvido. Com exceção do nome, os demais dados correspondem à realidade.

Dados Pessoais		Dados Clínicos	
Nome	Martha Rocha	<input type="checkbox"/> Hipertenso	<input type="checkbox"/> Obeso
Sexo	Feminino	<input type="checkbox"/> Hipotenso	<input type="checkbox"/> Diabetes
Idade	32	<input type="checkbox"/> Fumante	<input type="checkbox"/> D.física
Massa(kg)	62	<input checked="" type="checkbox"/> Vertigem	<input type="checkbox"/> Gestante
Telefone	034 32394165	<input checked="" type="checkbox"/> Pratica esportes	
Estatura(m)	1,74	Queixas	
Endereço	Rua 21, nº 1000, Santa Mônica Uberlândia - MG	cansaço constante	
Observações			
Local	Laboratório de Eng. Biomédica -UFU		

Figura 8.3 Interface para cadastro do voluntário

A seguir, o voluntário recebe algumas orientações quanto ao seu posicionamento para o início e para a realização dos testes. A Figura 8.4 ilustra um voluntário posicionado para o início dos testes



Figura 8.4 Foto do voluntário posicionado para o início dos testes.

Depois do voluntário posicionado, as avaliações iniciaram-se. Essas avaliações de estabilidade foram definidas em quatro etapas, como foi apresentado no capítulo 5. A etapa de estabilidade normal buscou conhecer o comportamento da variação do centro de pressão dos indivíduos quando esses adotam a postura ereta *quasi-estática*, com e sem visão.

Com relação à avaliação de estabilidade perturbada, essa avaliou os mesmos parâmetros que a estabilidade normal, mas diante de uma superfície menos rígida para o apoio do voluntário. Para tanto, uma espuma de compressão conhecida foi posta sobre a plataforma e o indivíduo posicionou-se sobre essa espuma durante os testes.

Ao final das avaliações, pôde-se observar primeiramente, os gráficos da Figura 8.5, que mostram o comportamento do centro de pressão do indivíduo em teste, representado ao longo do tempo, tempo esse também em função do número de amostras adquiridas.

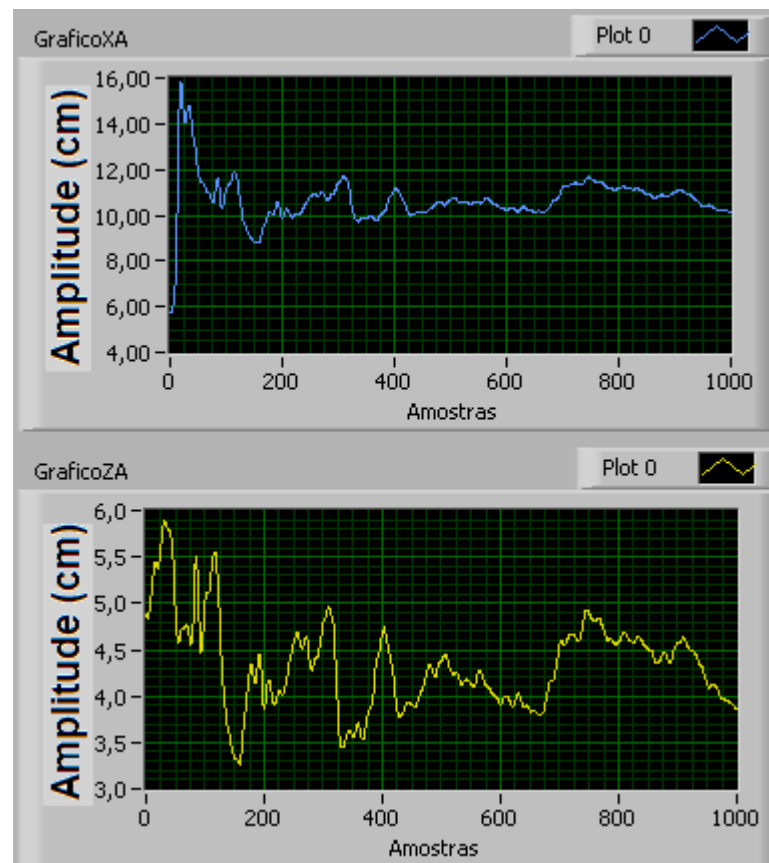


Figura 8.5 Variação de  $X_{cop}$  e  $Z_{cop}$  pelo número de amostras adquiridas.

Pôde-se observar a partir dos gráficos da Figura 8.5 que o valor de  $Z_{cop}$  oscilou em torno de 10cm, e que o valor de  $X_{cop}$  oscilou em torno de 4cm. Essas variações devem-se a incapacidade que o ser humano tem de se manter perfeitamente ereto e mais detalhes serão fornecidos a partir das análises das elipses de confiança geradas no experimento.

Os próximos resultados obtidos com as avaliações foram os registros estabilográficos do deslocamento da coordenada  $Z_{cop}$  em função da coordenada  $X_{cop}$ . A Figura 8.6 mostra o gráfico obtido no teste de estabilidade normal com os olhos abertos.

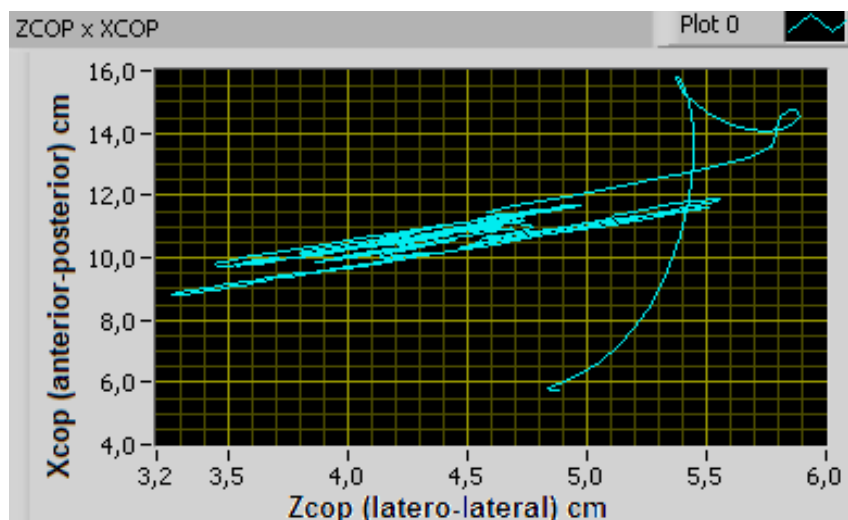


Figura 8.6 Resultado estabilográfico para o teste de estabilidade normal - olhos abertos

No gráfico da Figura 8.6, pôde-se observar que houve uma variação maior no deslocamento antero-posterior representado pelo eixo  $X_{cop}$ , do que ocorreu na direção latero-lateral, representada no eixo  $Z_{cop}$ . As variações ao longo da direção latero-lateral ficaram entre 3,3 cm e 5,5 cm e as variações na direção antero-posterior foram de 8,7 cm a 12 cm aproximadamente.

Para a etapa de avaliação perturbada, com os olhos abertos, como mostra o gráfico da Figura 8.7, observou-se também detalhes no registro estabilométrico como uma diminuição suave de deslocamento significativo latero-lateral, da ordem de 1,5cm e para o deslocamento antero-posterior foi observado um deslocamento superior em relação aos testes de estabilidade normal, com

variações na faixa de 7cm a 10cm. Esse resultado indicou que o comportamento do voluntário diante da superfície menos rígida foi mais instável do que aquele obtido nos testes anteriores com a superfície mais rígida.

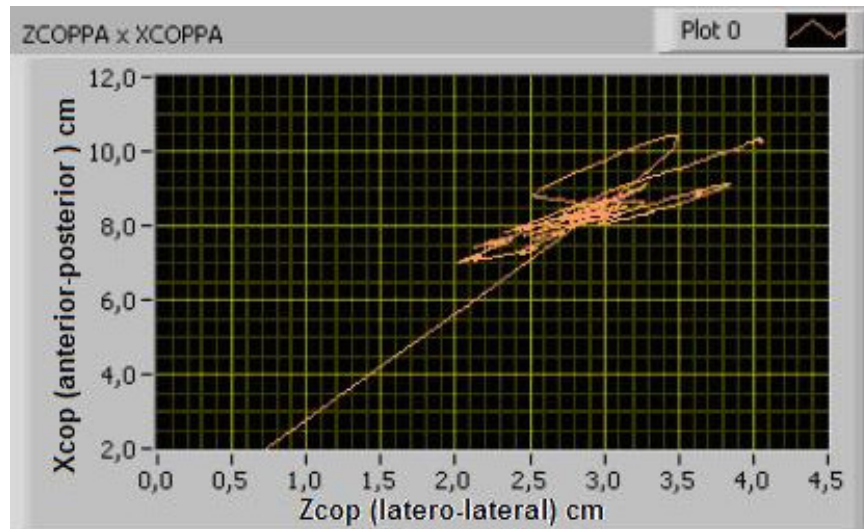


Figura 8.7 Resultado estabilográfico para o testes de estabilidade perturbada - olhos abertos

Os próximos resultados apresentados são as elipses de confiança geradas a partir dos experimentos. A Figura 8.8 apresenta a elipse de confiança de 95% dos pontos que representam as coordenadas do centro de pressão do indivíduo em teste, durante o experimento em estabilidade normal, com os olhos abertos. Pôde-se observar que a direção predominante de movimento foi a latero-lateral, como já tinha sido apontado pelo registros estabilográficos, pois a projeção do eixo maior da elipse em relação ao plano horizontal é superior à projeção do eixo menor em relação ao plano vertical.

Ainda foi possível observar os índices de estabilidade atingidos, em que o valor de instabilidade instantânea foi de 79,43%. Isso indica que o voluntário teve 79,43% de aptidão do seu potencial para regulação do seu estado de estabilidade, em uma escala de 0 a 100%. O valor da estabilidade padrão foi calculado pela equação 6.21 vista no capítulo 6 e o valor do índice de instabilidade instantânea foi obtida pela equação 6.22 do mesmo capítulo.

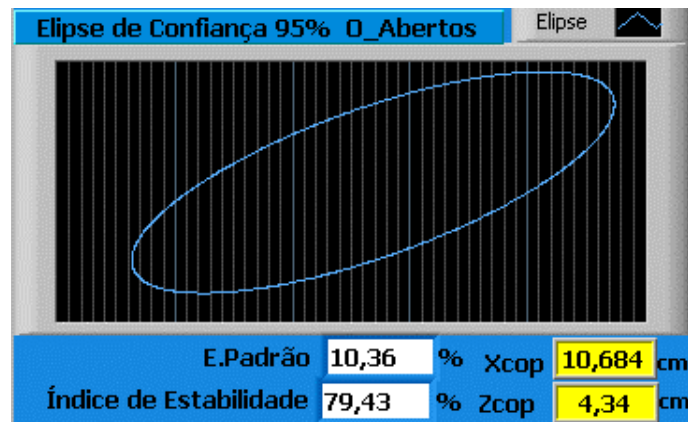


Figura 8.8 Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade perturbada - olhos abertos

Para avaliar os resultados obtidos nos testes de estabilidade perturbada com os olhos fechados, é apresentado o gráfico da Figura 8.9 obtido no ensaio. Percebeu-se nesse gráfico que houve um deslocamento maior e bem definido na direção médio lateral durante os testes. A elipse de confiança praticamente não apresentou deslocamento na direção antero-posterior, o que reflete o posicionamento acentuado na direção latero-lateral do voluntário avaliado.

Observou-se também que o índice de estabilidade instantânea atingido foi de 15,88%, o que indica que a habilidade de se manter em postura ereta *quasi-estática* para tal configuração de testes foi apenas de 15,88%. Dessa forma pôde-se observar que houve maior tendência de queda ou desequilíbrio.

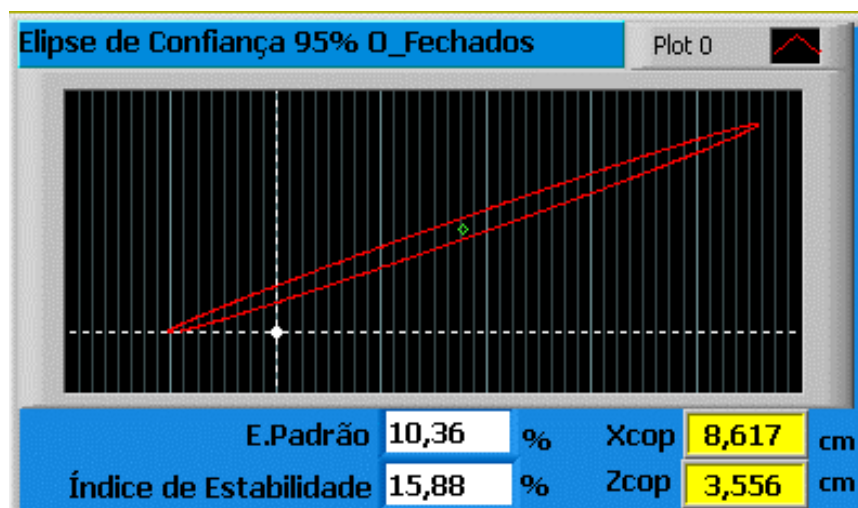


Figura 8.9 Elipse de confiança gerada a partir do teste de estabilidade normal - olhos fechados

Fazendo uma comparação entre os gráficos das Figuras 8.8 e 8.9, pôde-se verificar também que houve uma variação nas coordenadas do centro de pressão, para os testes de estabilidade normal, com os olhos abertos e a estabilidade perturbada com os olhos fechados. A coordenada do Xcop mudou da posição 10.684cm para a posição 8.617cm (um avanço pequeno da direção posterior) e a coordenada Zcop modificou-se da posição 4.34cm para a posição 3.556cm.

## 8.4 Discussão

Encerrada a etapa das avaliações, surge a necessidade de apontar alguns fatores que foram significativos para o desenvolvimento deste trabalho, bem como de realçar a importância de procedimentos que foram determinantes à sua conclusão. Alguns aspectos como a funcionalidade dos experimentos, do aplicativo desenvolvido, os erros associados à presença de sinais indesejados e, até mesmo, os problemas acerca da usinagem do protótipo serão abordados.

Com relação aos experimentos realizados, esses buscaram evidenciar qual o comportamento dos parâmetros responsáveis pela manutenção e regulação do equilíbrio no corpo humano. As avaliações de estabilidade propostas buscaram realçar o papel do sistema visual na regulação do equilíbrio do homem adulto.

O aplicativo desenvolvido teve como objetivo quantificar corretamente os valores de força e momentos, os quais foram utilizados para expressar o valor das coordenadas do centro de pressão do indivíduo em avaliação. Os resultados obtidos foram coerentes com o experimento realizado.

A implementação do algoritmo das elipses de confiança foi sugerida e desenvolvida para realçar os resultados das avaliações, visto que permite, de forma mais objetiva, detectar índices maiores e menores de estabilidade vinculados ao direcionamento que essa assume ao longo do experimento.

Uma outra questão relevante para este trabalho foi a interferência nos sinais avaliados com relação à presença dos ruídos gerados pelo circuito eletrônico acoplado à plataforma de força. Algumas medidas podem ser sugeridas



no sentido de minimizar a presença de sinais indesejados ao sistema e impedir que os resultados obtidos não correspondam à realidade experimentada. Dessa forma, chama-se a atenção para essas medidas, no projeto de um módulo condicionador e digitalizador de sinal:

- 1) As trilhas que conduzem o sinal da célula de carga até o primeiro amplificador devem ter o que se chama de cabo de guarda, para minimizar os efeitos de ruídos já presentes por toda a placa;
- 2) Toda a placa deve ser preenchida, onde não haja circuito, com uma malha de terra, permitindo uma maior uniformidade no sinal de terra que esteja distribuído por todo o circuito;
- 3) As trilhas que levam alimentação devem ter uma espessura maior possível, pois trilhas finas significam maior resistência, o que acarretaria perda de sinal até a chegada nos locais desejados;
- 4) Sempre que houver componentes que forneçam algum tipo de sinal ou referência a diversas partes do circuito, deve-se procurar desacoplar esse sinal que vai ser usado por um *buffer*, para que não ocorram problemas com as impedâncias a serem alimentadas;
- 5) Todos os cabos que levam sinais de sensores até o equipamento, ou do equipamento para o computador, devem ser blindados e ter sua blindagem soldada junto ao terra do circuito, no sentido de uniformizar a distribuição de terras por toda a parte;
- 6) A caixa do equipamento deve ser aterrada, juntamente com o terra da fonte de alimentação, pelos mesmos motivos citados acima;
- 7) Em todos os lugares aonde chegar diretamente a tensão de alimentação, deve-se ter capacitores fazendo o desacoplamento de ruídos que possam estar vindo por essa fonte;
- 8) Todos os componentes, sempre que o projeto exigir, devem ser de alta precisão, facilitando a verificação da estabilidade nas medidas, bem como aumentando a confiabilidade do projeto.

Com esses cuidados, torna-se possível minimizar as interferências geradas a partir dos circuitos eletrônicos, diminuindo também as chances de avaliações errôneas dos resultados.

Com relação à usinagem do protótipo da plataforma, podem ocorrer problemas que só serão detectados no momento da sua remontagem, depois que esse estiver devidamente instrumentado. A plataforma vem do processo de fabricação normalmente montada, parafusada, mas não necessariamente da forma correta, como foi observado durante a realização deste trabalho. Devido à falta de excentricidade dos furos nas peças com relação aos parafusos, muitos destes pontos, no momento da fixação, tendem a produzir na peça esforços de tração e/ou compressão já antes mesmo que a peça venha a ser solicitada.

A falta de planicidade entre as superfícies de contato de partes da plataforma onde há a necessidade de um perfeito encaixe e fixação, também produz efeitos negativos, pois propicia de forma não uniforme e irregular a transferência de esforço entre as placas de base e a região de apoio da célula de carga, possibilitando erros nas medidas das células de carga. Para corrigir esses problemas, devem ser realizadas observações detalhadas no protótipo, buscando-se identificar pontos de ocorrência de tração e compressão indevidas e falhas quanto à planicidade da peça, para que esses pontos falhos possam ter seus efeitos minimizados até a sua totalidade, ou até o ponto de se tornarem indiferentes ao perfeito funcionamento do sistema.

# Capítulo 9

## Conclusões e trabalhos futuros

### 9.1 Conclusões gerais

Este trabalho descreve o desenvolvimento do protótipo de uma plataforma de forças para instrumentação biomédica, o projeto e a construção do módulo condicionador e digitalizador de sinais e ainda, um aplicativo capaz de fornecer os principais parâmetros para a realização de avaliações associadas a balanço, postura e marcha em seres humanos. Para tal, realizou-se um estudo prévio sobre as características de algumas plataformas de força, condicionadores de sinais e aplicativos atualmente utilizados. Após esse estudo, chegou-se ao modelo de um sistema de hardware e software apresentados nos capítulos anteriores. O desenvolvimento do sistema abrangeu as seguintes etapas:

- Projeto e desenvolvimento da estrutura mecânica (bases e células de carga) da plataforma de força;
- Definição dos sensores a serem utilizados;
- Projeto e desenvolvimento do módulo condicionador e digitalizador de sinais para a plataforma de força;

- Projeto e implementação de um aplicativo de software capaz de adquirir e processar os sinais provenientes da plataforma, bem como fornecer os principais parâmetros para avaliações biomecânicas, associadas a balanço, postura e marcha humana.

Para o projeto e construção da plataforma de força multiaxial foram feitos diversos estudos, os quais procuraram abranger as principais características necessárias ao protótipo. Todas as partes estruturais da plataforma foram, antes da usinagem, modeladas em softwares específicos a fim de se obter o real comportamento da estrutura quando essa fosse submetida aos esforços estabelecidos. Conhecidas a magnitude dos esforços e as tensões médias desenvolvidas ao longo da estrutura, um modelo detalhado do conjunto foi redesenhado no Autocad, devidamente cotado e com as indicações de tolerâncias e o material a ser utilizado para usinagem. O projeto cotado da estrutura da plataforma está disponível no ANEXO E.

As células de carga foram instrumentadas com *strain gauges*, conforme mostrado no capítulo 5. Em síntese, a disposição dos sensores nas células de carga foi estabelecida no momento em que se encerraram as análises numéricas na peça, uma vez que elas análises permitiram encontrar o local exato onde ocorria o melhor desacoplamento dos esforços, quando esses eram impostos à estrutura.

Os resultados obtidos com a utilização do protótipo em experimentos pilotos mostraram que os sistemas de hardware e software desenvolvidos possuem potencial para avaliações de diversas disfunções e estudos relacionados à postura, à marcha e às desordens neurológicas que comprometem a estabilidade do sujeito.

É ainda importante ressaltar que, com o desenvolvimento desse sistema, o projeto e a construção da plataforma de força 3D e seus elementos de apoio, como o aplicativo de software, foi possível agregar *know how* nacional e local nesta área de desenvolvimento.

## 9.2 Trabalhos futuros

Os experimentos iniciais com o protótipo mostram que o mesmo atende às expectativas inicialmente definidas, contudo, alguns aspectos podem ainda ser otimizados, como por exemplo:

- Desenvolvimento de nova geometria para as células de carga, capaz de contemplar o desacoplamento de forças em duas ou ainda três direções. Entretanto, tal desenvolvimento deve prever uma geometria mais simples e menos passível de erro ou imprecisões;
- Desenvolvimento de uma melhor metodologia para fixação da célula de carga às placas da plataforma, buscando um número menor de componentes e de pontos a serem expostos a esforços indesejáveis;
- A utilização de sensores *strain gauges* de maior resistência ôhmica para reduzir o consumo de corrente pela ponte de Wheatstone, o que proporcionaria menor dissipação térmica, e o uso de circuitos integrados dedicados à operação em ponte, mas com baixa capacidade de suprimento de potência;
- Aprimoramento de estruturas do software, como por exemplo:
  1. melhoria das rotinas de armazenamento busca, e apresentação de dados na tela;
  2. geração de relatórios de forma que possam estar disponíveis por acesso remoto, via *Pager*, *Internet* e outros;
  3. inclusão de mais variáveis de análise como a velocidade de deslocamento, distâncias percorridas, histogramas para visualização do desvio padrão amostral, variância e média;

4. desenvolvimento de novas rotinas de processamento, no sentido de criar unidades específicas para profissionais das áreas afins como, por exemplo, Educação Física, Fisioterapia, Fonoaudiologia, Ortopedia e Neurologia, dentre outras.

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 para confirmar as potencialidades clínicas do equipamento.

# Referências bibliográficas

1. ALMEIDA, P. A. O. **Introdução a Análise Experimental de Estruturas** – Notas de aula. NUTEC, Fortaleza, 2002.
2. AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento**. Ed. Laboratório de Biomecânica – EEFUSP, São Paulo , 1996.
3. ALUMÍNIO. **Propriedades de materiais**. Disponível em: [www.asaaluminio.com.br](http://www.asaaluminio.com.br), acessado em 15 de maio de 2004.
4. BAGESTEIRO, L. B. **Desenvolvimento de uma plataforma para análise de forças produzidas por pessoas**. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 1996.
5. BANACH, D. T. **Mechanical desktop 4**. Autodesk Press, 2000.
6. BERTEC. **Balance Plates and Confidence Ellipses**. Disponível em: [www.bertec.com/balanceplates](http://www.bertec.com/balanceplates), acessado em julho de 2004.
7. BRAUER, D., SEIDEL, H. **The autoregressive structure of postural sway**. In Morecki, A., Fidelius, K., Kedzior, K., and Wit, A. (Eds.), **Biomechanics VII-A**, 1550-1560. Baltimore, MD: University Park Press, 1981
8. CAUDURO, C. R **Fundamentos de Extensometria**. 1993 – Cadernos técnicos.
9. CÉLULA. **Células de carga**. Disponível em: [www.celuladecarga.com.br](http://www.celuladecarga.com.br), acessado em, junho de 2004.
10. DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 3<sup>a</sup> ed. McGraw-Hill p. 223-233, New York, 1991.
11. DOEBELIN, E. O. **Measurements Systems Applications and design**. McGraw-Hill, Inc., 4<sup>th</sup> ed. ,1990)

12. DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática**. Tese de livre docência, Brasil, Universidade de São Paulo, 2000.
13. FEIRA DE CIÊNCIAS. **Piezoelasticidade**. Disponível em: [www.feiradeciencias.com.br](http://www.feiradeciencias.com.br), acessado em 15 de maio de 2005.
14. FERREIRA, D. F. **Análise Multivariada** – Apostila de aula. Departamento de Ciências Exatas, Universidade Federal de Lavras – MG, 1996.
15. FREYSS, G.; FREYSS, M.; SÉMONT, A. ; VITTE, E. ; MIRON, C.; DIARD, J. P. **L'équilibre du sujet âgé; apport des explorations instrumentales; aspects particuliers aux atteintes vestibulaires; prise en charge de ces maladies**. in: **Vertiges 93**. G.E.V., Arnette, Paris , pp. 115-164, 1994.
16. GAGEY, P. M. ; Weber, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. São Paulo: Editora Manole, 2000.
17. GOLA, M. M. **Mechanical design, constructional details and calibration of a new force plate**, Journal of Biomechanics, vol. 13, p.113-128, 1980.
18. GURFINKEL, V. S. **Physical foundations of stabilography**. *Agressologie*, 14, pp. 9-14. 1973.
19. HAY, J. G. & REID, J. G. **As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano**. Ed. Prentice Hall do Brasil, 1985.
20. HUFSCHMIDT, A., DICHGANS, J., MAURITZ, K. H., HUFSCHMIDT, M. **Some methods and parameters of body sway quantification and neurological application**. *Arch. Psychiat. Nervenkr.*, 228, 135-150, 1980.
21. HAYES, K. C. **Biomechanics of postural control**. *Ex. Sp. Sci. Rev.*, 10, pp. 363-392. 1982.
22. HASAN, S. S., LICHTENSTEIN, M. J., SHIAMI, R. G. **Effect of loss balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment**. *J. Biomechanics*, 23, 783-789, 1990.
23. HULL, M. L.; BREWER, R.; HAWKINS, D. **A new force plate design incorporating octagonal strain rings**. *Journal of Applied Biomechanics* , vol. 11, p. 311-321, 1995.
24. HULL, M. L.; DAVIS, R. R **Measurement of pedal loading in bicycling: instrumentation**. *Journal of Biomechanics*, Oxford, vol. 14, n. 12, p. 843-856, 1981.



25. KISTLER. **Balance Analysis** . Disponível em: [www.kistler.com/do.content.br.en-ex?content=612 Balance&reset=true](http://www.kistler.com/do.content.br.en-ex?content=612_Balance&reset=true) , acessado em 05 fevereiro de 2005.
26. LATASH, M. L. **Neurophysiological basis of human movement**. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 1997.
27. LAWRENCE, K. **Ansys Tutorial. Releases 5.7 and 6.0**. Sshroff Development, 2002.
28. LYWOOD, D. W; ADAMS,D.J; EYKEN, A.; MACPHERSON, J. M. **Small triaxial force plate**. Medicine & Biology Engineering and Computations, vol. 25, p. 698-701, 1987.
29. MAISSON, J. **Postural control systems in developmental perspective**. Neuroscience Behav Rev, 22, pp 465-472. 1998.
30. MANSFIELD, E. H. **The Bending and Stretching of plates**. Cambridge, USA, 1989.
31. MURRAY, M. P., SEIREG, A., SEPIC, S. B. **Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment**. J. Bone and Joint Surgery, 57, 510-516, 1975.
32. NACHTIGAL, C. L. **Instrumentation and Control Fundamentals and Applications**. John Wiley & Sons, Inc.,1990.
33. NAVES, E. L. M. **Desenvolvimento de uma plataforma de força para análise da performance biomecânica**. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação da Engenharia Elétrica, UFU, 2001.
34. OLSSON, E. **Methods of Studing Gait, in: G. Smidt (ed.), Gait in Rehabilitation**, Churchill Livingstone, New York, 1990, pp. 21-41.
35. PAULUS, W. M., STRAUBE, A., BRANDT, T. **Visual stabilization of posture**. Brain, 107, 1143-1163, 1984.
36. PRIETO, T. E., MYKLEBUST, B. M. **Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review**. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1, 26-34, 1993.
37. RIACH, C. L., STARKS, J.L. **Stability limits of quiet standing postural control on children and adults**. Gait & Posture, 1, 105-111, 1993.
38. ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica**. Tese de doutorado, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 1997.

39. ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2<sup>a</sup> ed., Chapman & Hall, London, UK, 1994.
40. RSSCAN. **Balance Features**. Disponível em: [www.rsscan.com/products/footscan/balancefeatures](http://www.rsscan.com/products/footscan/balancefeatures), acessado em 15 de março de 2004.
41. SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Motor control: Theory and practical applications**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1995.
42. SLOBOUNOV, S. M., NEWELL, K. M. **Postural dynamics as a function of skill level and task constraints**. *Gait & Posture*, 2, 85-93, 1994.
43. TAKATA, K., HAKENO, H., WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model**. In: Matsui, H. and Kobayashi, K. (Eds.), **Biomechanics VIII-A**, 591-596, Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1983a.
44. TAKATA, K., HAKENO, H., WATANABE, Y. **Time series analysis of postural sway and respiration using an autoregressive model**. **Biomechanics VIII-A**, Human Kinetics Pub., Champaign, 591-596, 1983b.
45. TEREKHOV, Y. **Stabilometry and some aspects of its applications - a review**. *Biomed. Eng.*, 6, pp. 11- 15, 1976a.
46. TEREKHOV, Y. **Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine**. *CMA J.*, 115, pp. 631-633, 1976b.
47. TOKUMASU, K., IKEGAMI, A., TASHIRO, N., BRE, M., YONEDA, S. **Frequency analysis of the body sway in different standing postures**. *Agressologie*, 24, 89-90, 1983.
48. TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 7<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro, 1999.
49. VERDERI, E. Disponível em: [www.programaspostural.com.br](http://www.programaspostural.com.br), acessado em 16 de agosto de 2005.
50. WEBB, P. **Bioastronautics Data Book**. Webb associates, NASA, 1964.
51. WHITTLE, M. W. **Gait Analysis: An Introduction**, Butterworth-Heinemann, Oxford and Toronto, 1991.
52. WU, G. CAVANAGH, P. R. **ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematics data**. *J. Biomechanics* (28), 10:1257-61, TN, 1995.

# **ANEXO A**

**Código fonte do programa implementado no  
microcontrolador PIC 16F873.**

# **ANEXO B**

**Diagrama completo do condicionador de Sinal**

# **ANEXO C**

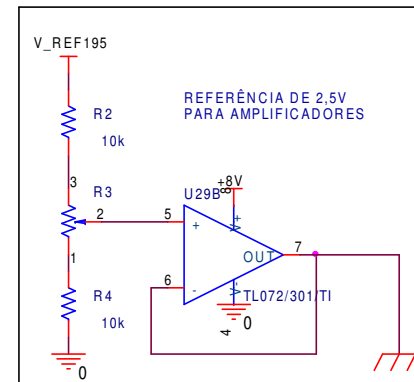
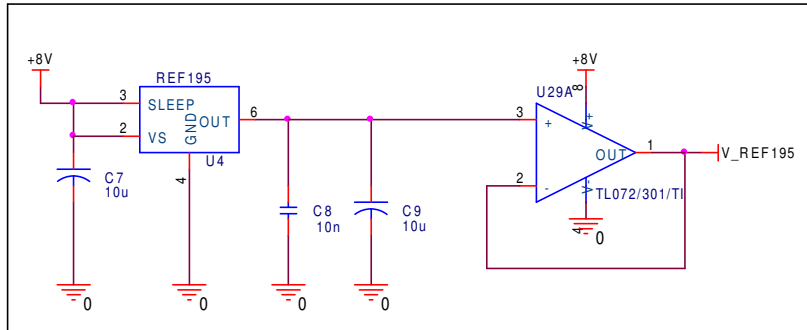
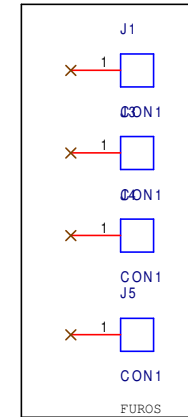
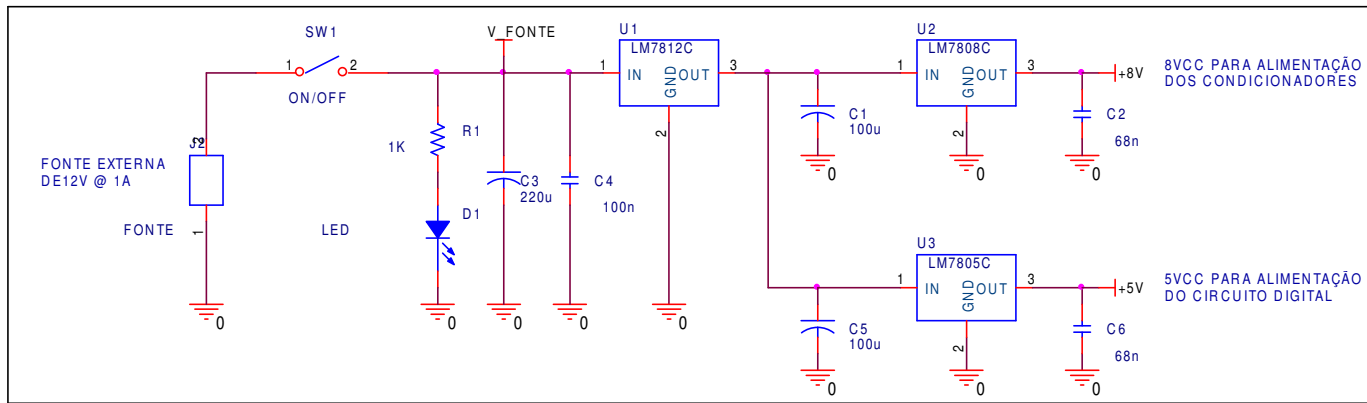
**Planilhas e Equações de reta  
das células de carga**

# **ANEXO D**

**Plataforma de força – Projeto no Autocad**

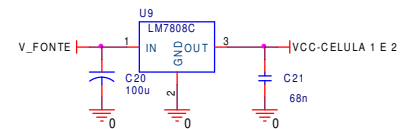
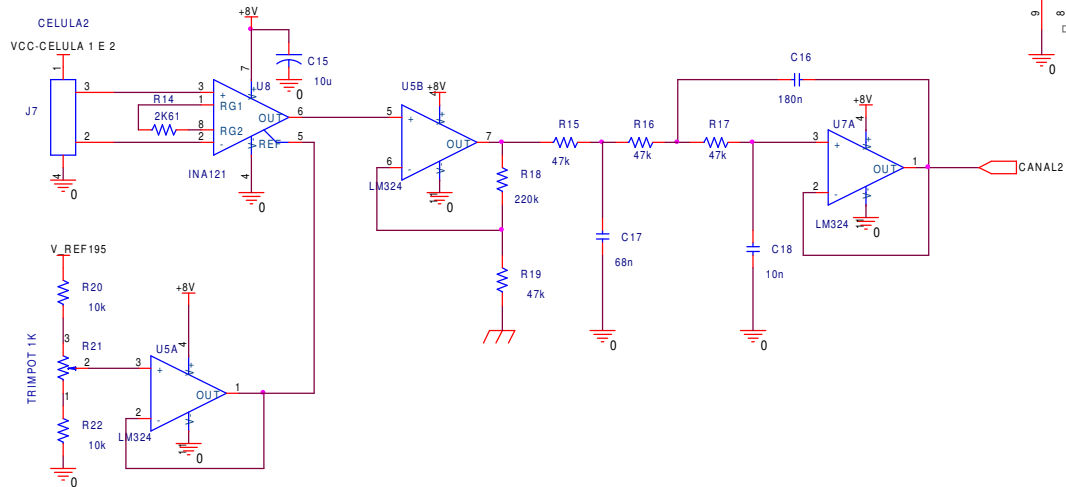
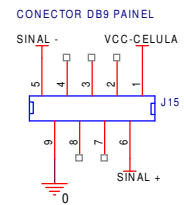
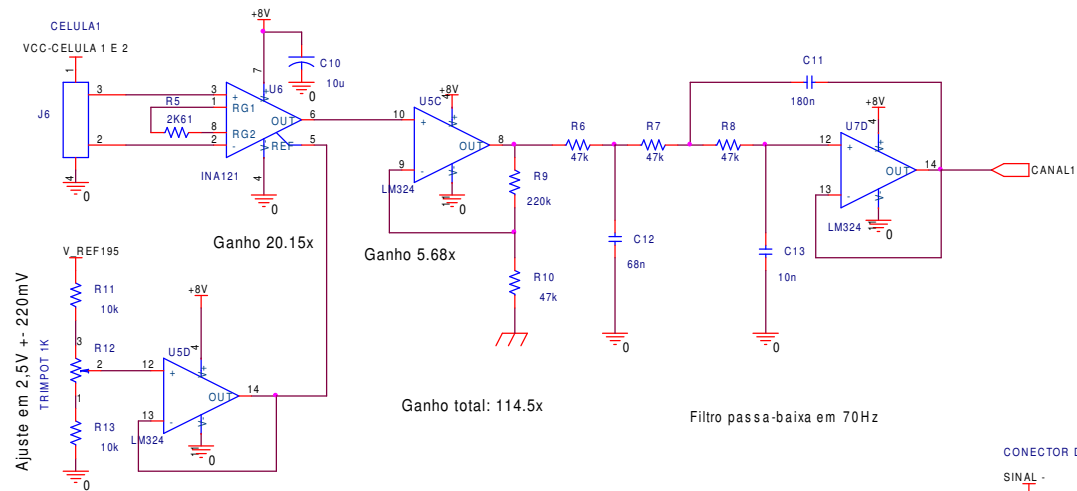
# **ANEXO E**

**Implementação para gerar Elipse de confiança  
95% em Matlab 6.0 e Labview 6.1i**

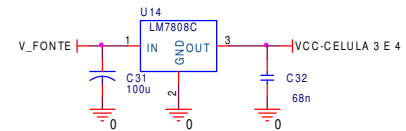
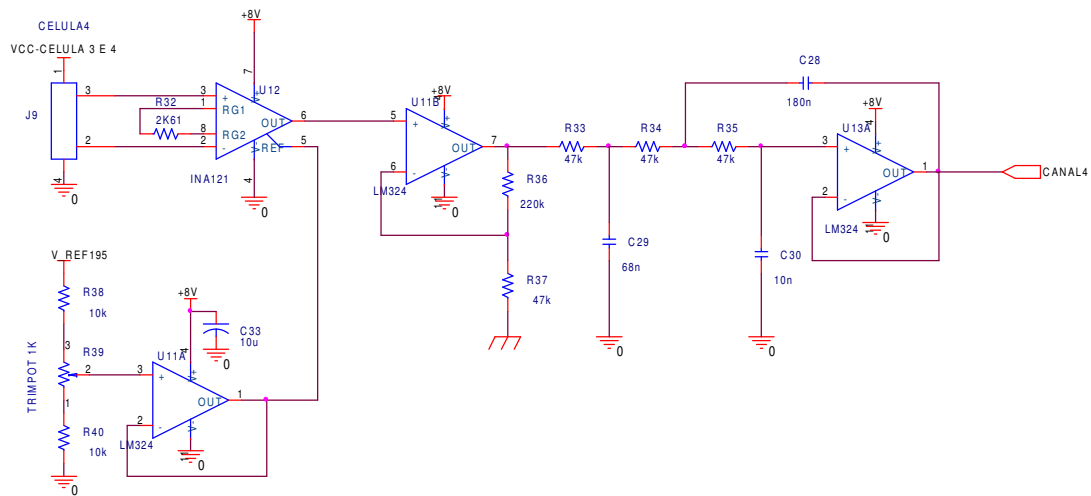
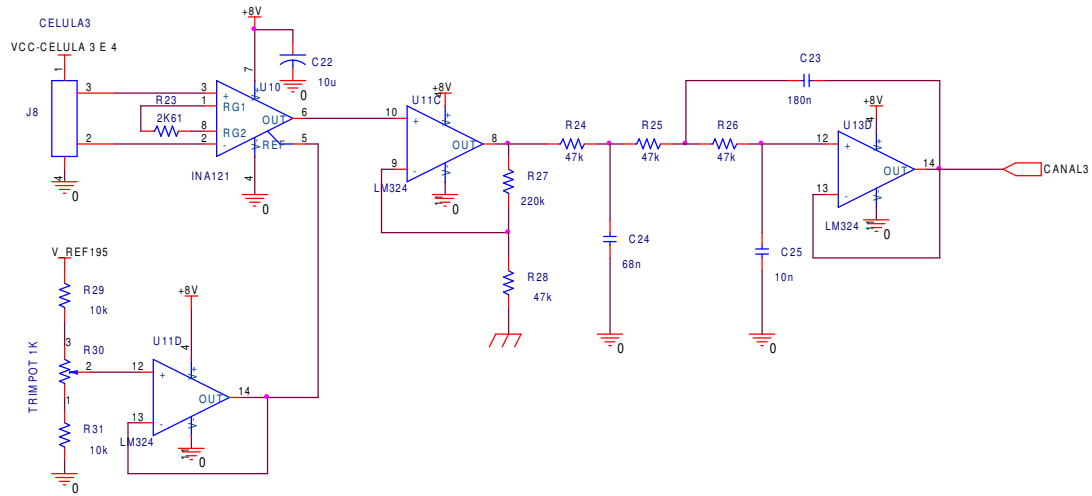


Title		
Alimentação e Referência		
Size	Document Number	Rev
A4	Plataforma de Forças	1.1
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 1 of 6

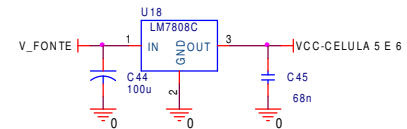
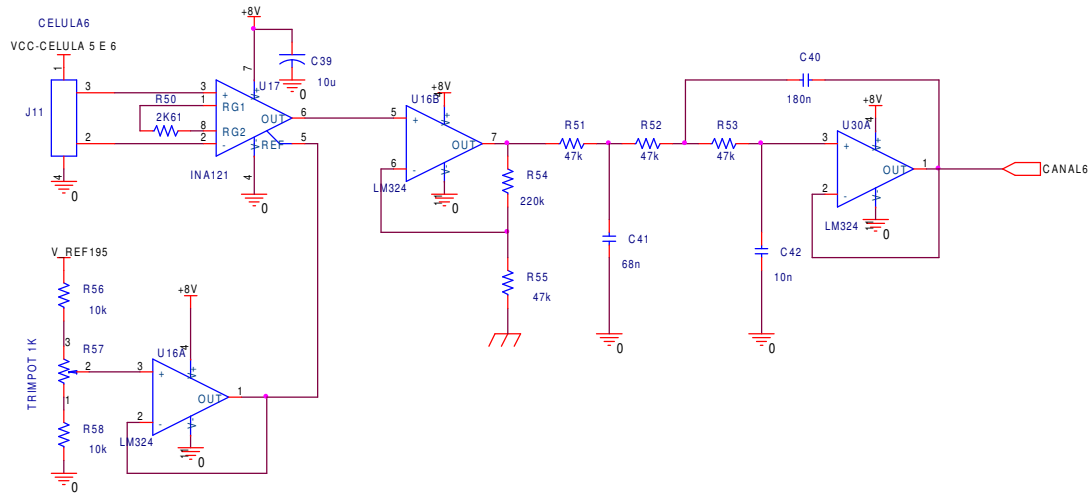
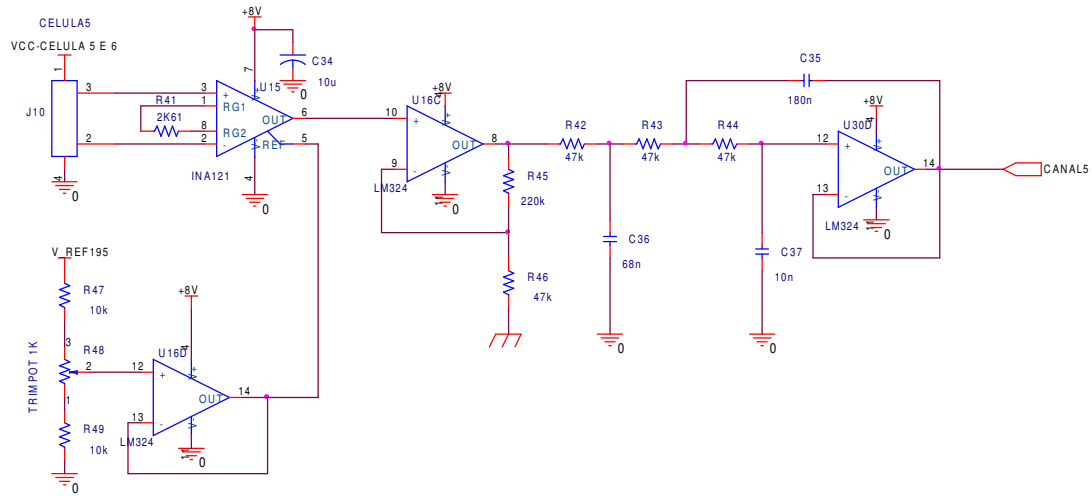




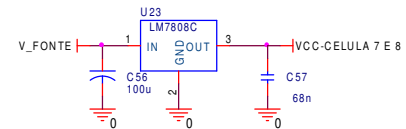
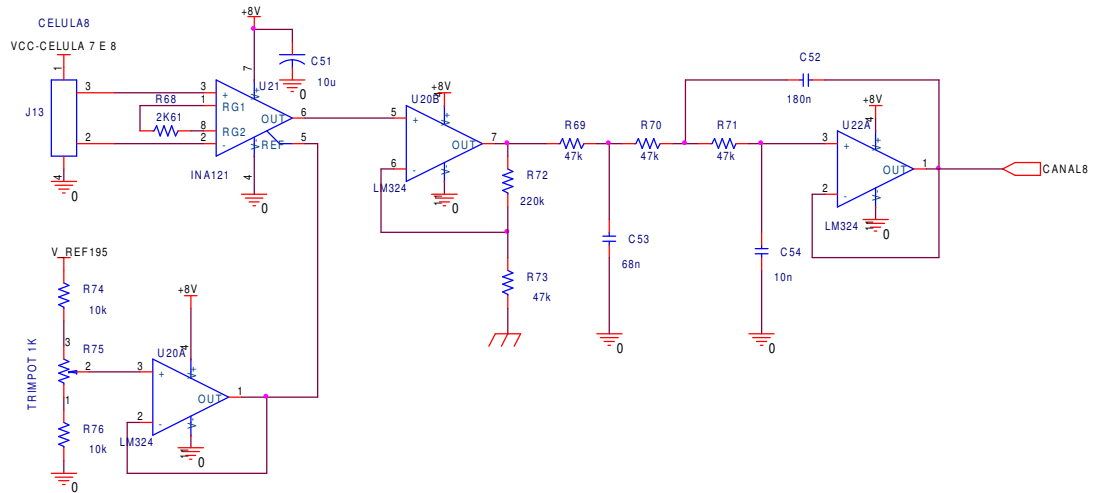
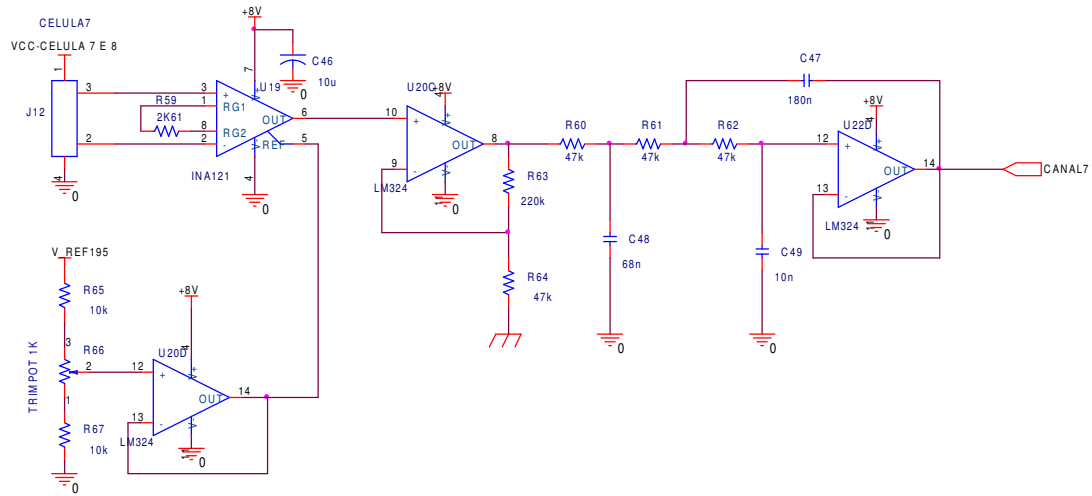
Title		
Condicionador		
Size	Document Number	Rev
	Plataforma de Forças	1.1
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet 2 of 6



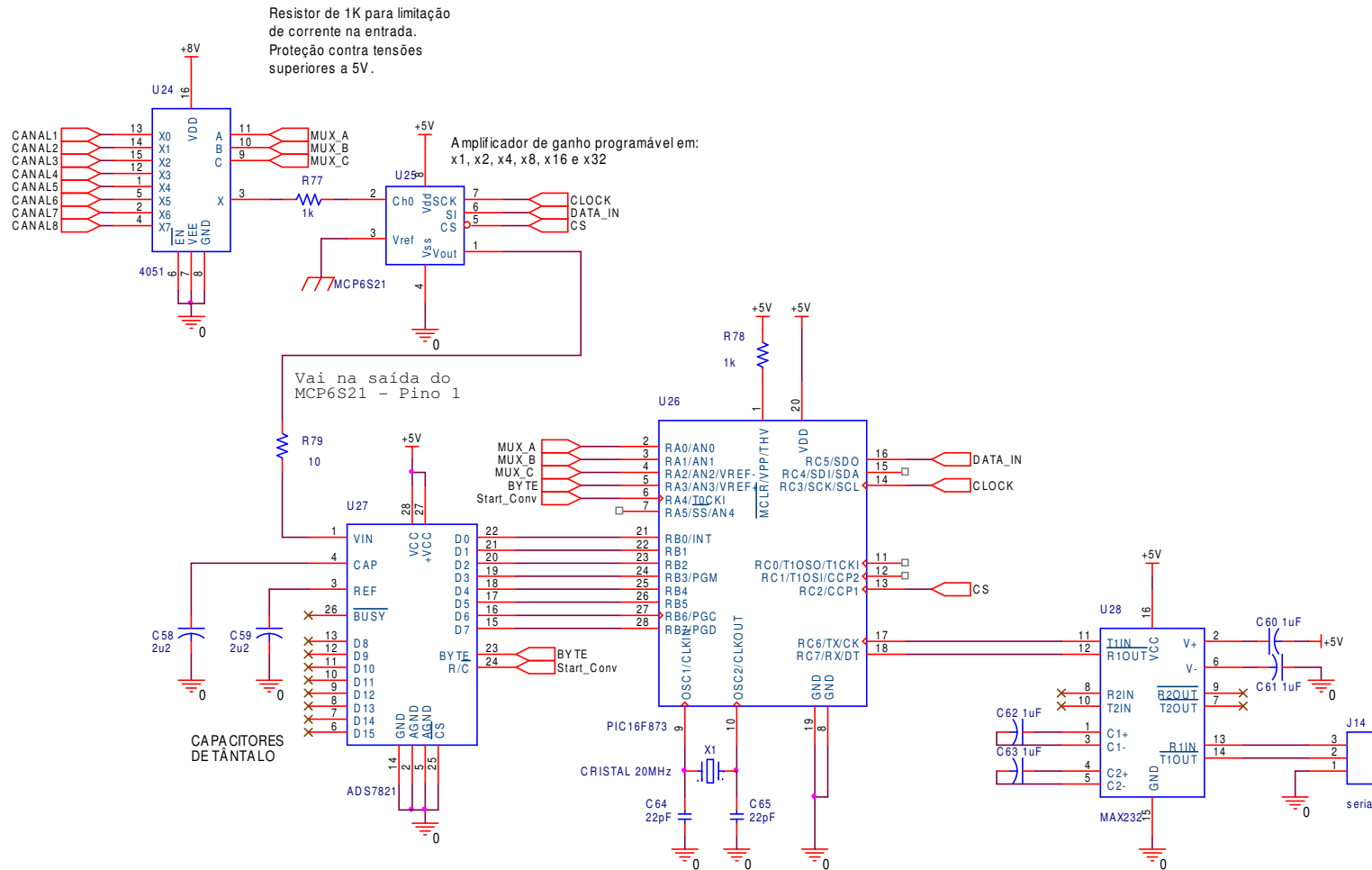
Title			<Title>
Size	Document Number	Rev	
Custom:Doc		<Rev Code>	
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet	3 of 6



Title			<Title>
Size	Document Number	Rev	
CustomDoc		<Rev Code>	
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet	4 of 6



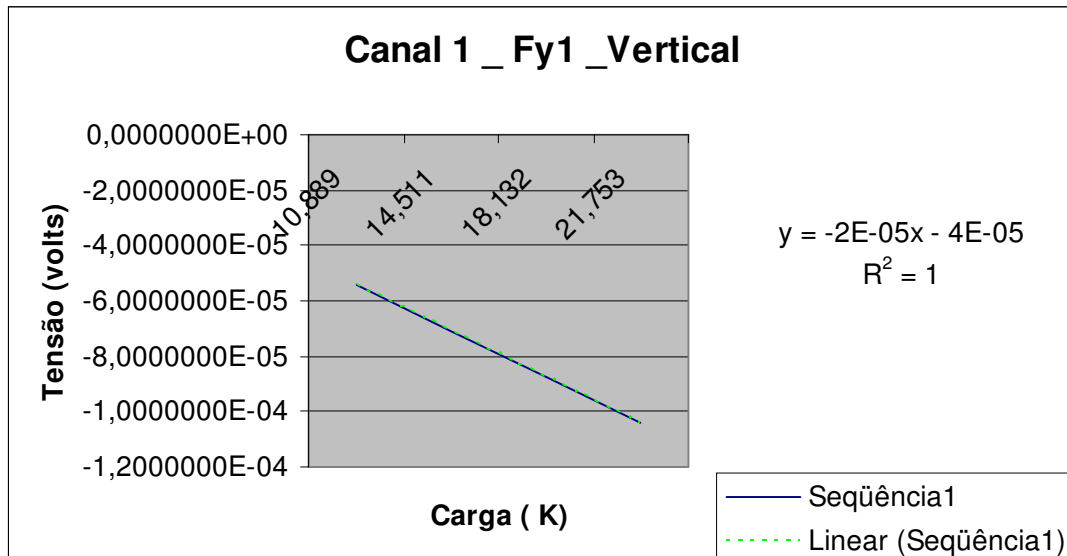
Title			
<Title>			
Size	Document Number	<Rev	<Rev
Custom	Doc	Code	Code
Date:	Wednesday, March 30, 2005	Sheet	5 of 6



Title		
Sistema de Aquisição		
Size	Document Number	Rev
	Plataforma de Forças	1.1
Date:	Friday, September 30, 2005	Sheet 6 of 6

### Célula 1- Carregamento vertical

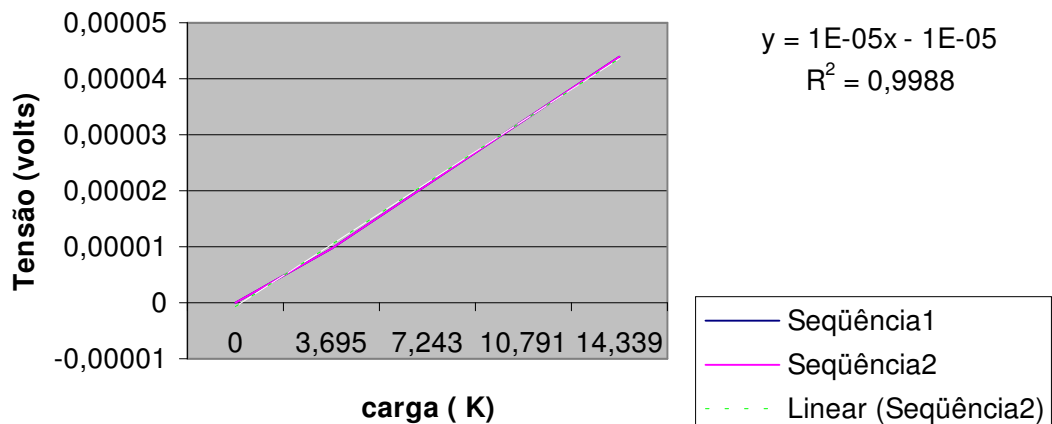
Carga ( Kg)	Valor de Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0,000	-1,1709530E-05	1,72925E-06
3,695	-5,3199600E-06	-1,12351E-05
7,243	-4,5182120E-05	-2,47605E-06
10,889	-5,4209793E-05	-4,62073E-06
14,511	-7,0946088E-05	-4,62201E-06
18,132	-8,7682383E-05	-4,62201E-06
21,753	-1,0441868E-04	-4,62073E-06
25,375	-1,2115497E-04	-4,62137E-06
28,997	-1,3789127E-04	-4,62148E-06
32,618	-1,5462756E-04	-4,62139E-06
36,239	-1,7136386E-04	-4,62139E-06
39,861	-1,8810015E-04	-4,62139E-06
43,482	-2,0483645E-04	-4,62139E-06
47,104	-2,2157274E-04	-4,62139E-06
50,725	-2,3830904E-04	-4,62139E-06
54,347	-2,5504533E-04	-4,62139E-06
57,968	-2,7178163E-04	-4,62139E-06
61,590	-2,8851792E-04	-4,62139E-06
65,211	-3,0525422E-04	-4,62139E-06
68,833	-3,2199051E-04	-4,67787E-06



### Célula 2 - Carregamento vertical

Carga (K)	Tensão ( V)	Coefficiente de Inclinação
0	-8,997520000E-06	5,01823E-06
3,695	9,544850000E-06	3,2325E-06
7,243	2,101375000E-05	3,2325E-06
10,791	3,248265000E-05	3,2325E-06
14,339	4,395155000E-05	3,2325E-06
17,887	5,542045000E-05	3,2325E-06
21,435	6,688935000E-05	3,2325E-06
24,983	7,835825000E-05	3,2325E-06
28,531	8,982715000E-05	3,2325E-06
32,079	1,012960500E-04	3,2325E-06
35,627	1,127649500E-04	3,2325E-06
39,175	1,242338500E-04	3,2325E-06
42,723	1,357027500E-04	3,33852E-06
46,2936	1,482598762E-04	3,29372E-06
49,8465	1,599619675E-04	3,29372E-06
53,3993	1,716640588E-04	3,29372E-06
56,9522	1,833661501E-04	3,29372E-06
60,5050	1,950682414E-04	3,29372E-06
64,0578	2,067703327E-04	3,29372E-06
67,6107	2,184724241E-04	3,23133E-06

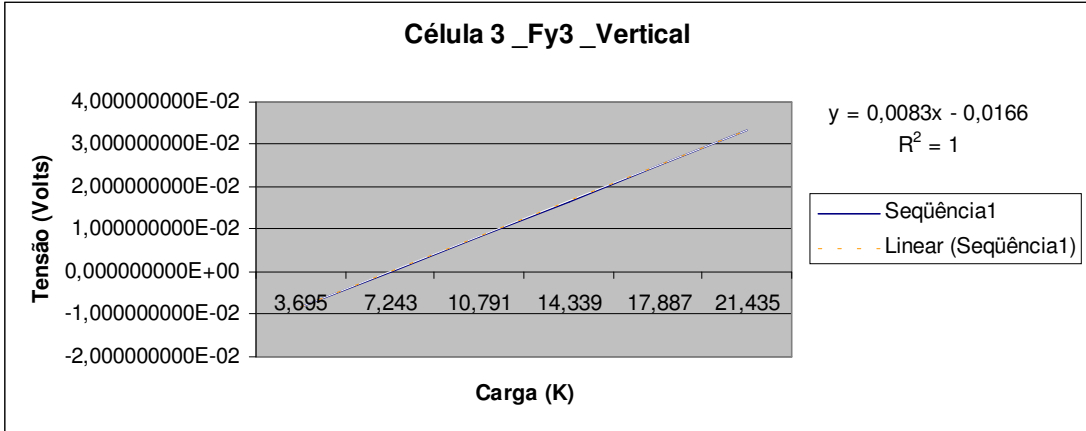
Canal 2\_ Fy2 \_Vertical



### Célula 3 - Carregamento vertical

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	-1,69803668E-02	0,002343989
3,695	-8,319326000E-03	0,002343989
7,243	-2,851660000E-06	0,002343989
10,791	8,313622680E-03	0,002343989
14,339	1,663009702E-02	0,002343989
17,887	2,494657136E-02	0,002343989
21,435	3,326304570E-02	0,002343989
24,983	4,157952004E-02	0,002343989
28,531	4,989599438E-02	0,002343989
32,079	5,821246872E-02	0,002343989
35,627	6,652894306E-02	0,002343989
39,175	7,484541740E-02	0,002343989
42,723	8,316189174E-02	0,002343989
46,271	9,147836608E-02	0,002343989
49,819	9,979484042E-02	0,002343989
53,367	1,081113148E-01	0,002343989
56,915	1,164277891E-01	0,002343989
60,463	1,247442634E-01	0,002343989
64,011	1,330607378E-01	0,002343989
67,559	1,413772121E-01	0,002092648

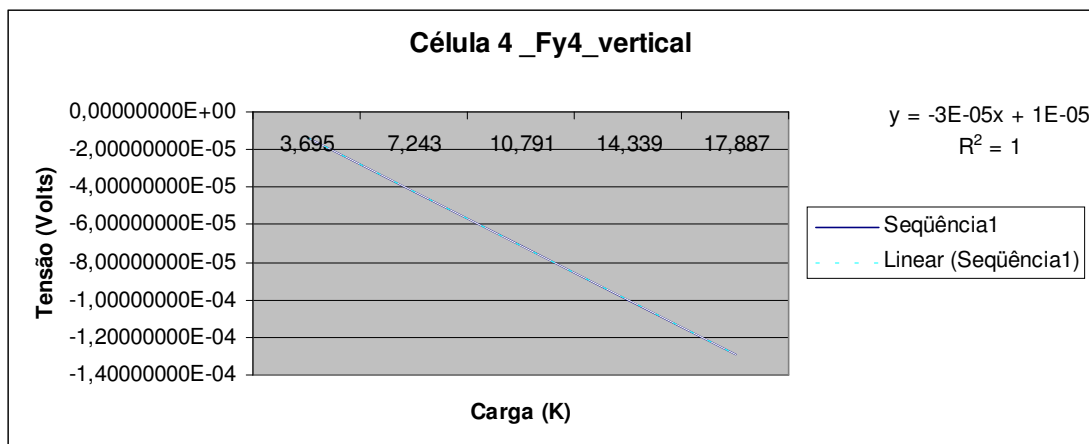
**Célula 3 \_Fy3 \_Vertical**





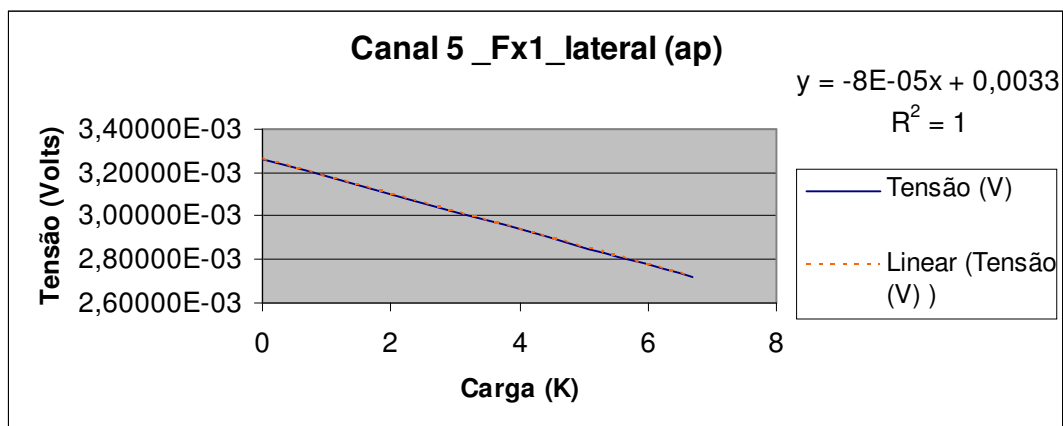
### Célula 4 - Carregamento vertical

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	5,20477400E-05	-1,7846E-05
3,695	-1,38931900E-05	-8,09125E-06
7,243	-4,26009500E-05	-8,09125E-06
10,791	-7,13087100E-05	-8,09125E-06
14,339	-1,00016470E-04	-8,09125E-06
17,887	-1,28724230E-04	-8,09125E-06
21,435	-1,57431990E-04	-1,00706E-05
25,025	-1,96777799E-04	-9,17489E-06
28,58875	-2,29474827E-04	-9,17489E-06
32,1525	-2,62171855E-04	-9,17489E-06
35,71625	-2,94868883E-04	-9,17489E-06
39,28	-3,27565911E-04	-9,17489E-06
42,84375	-3,60262940E-04	-9,17489E-06
46,4075	-3,92959968E-04	-9,17489E-06
49,97125	-4,25656996E-04	-9,17489E-06
53,535	-4,58354024E-04	-9,17489E-06
57,09875	-4,91051053E-04	-9,17489E-06
60,6625	-5,23748081E-04	-9,17489E-06
64,22625	-5,56445109E-04	-9,17489E-06
67,79	-5,89142137E-04	-8,69069E-06



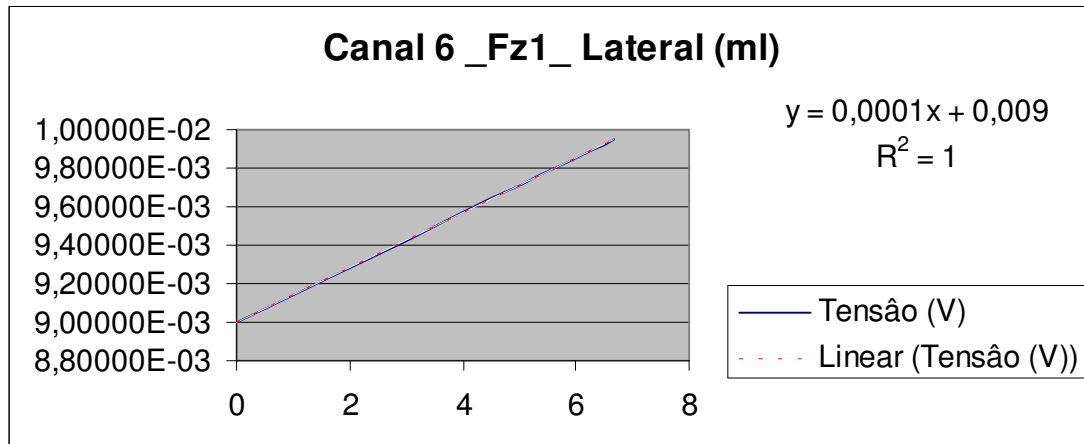
### Célula 1- Carregamento Lateral - (AP) Canal 5

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	3,26549E-03	-8,12227E-05
5,534	2,81600E-03	-8,12227E-05
6,679	2,72300E-03	-8,12227E-05
7,824	2,63000E-03	-8,12227E-05
8,969	2,53700E-03	-8,12227E-05
10,114	2,44400E-03	-8,12227E-05
11,259	2,35100E-03	-8,12227E-05
12,404	2,25800E-03	-8,12227E-05
13,549	2,16500E-03	-8,12227E-05
14,694	2,07200E-03	-8,12227E-05
15,839	1,97900E-03	-8,12227E-05
16,984	1,88600E-03	-8,12227E-05
18,129	1,79300E-03	-8,12227E-05
19,274	1,70000E-03	-8,12227E-05
20,419	1,60700E-03	7,87012E-05



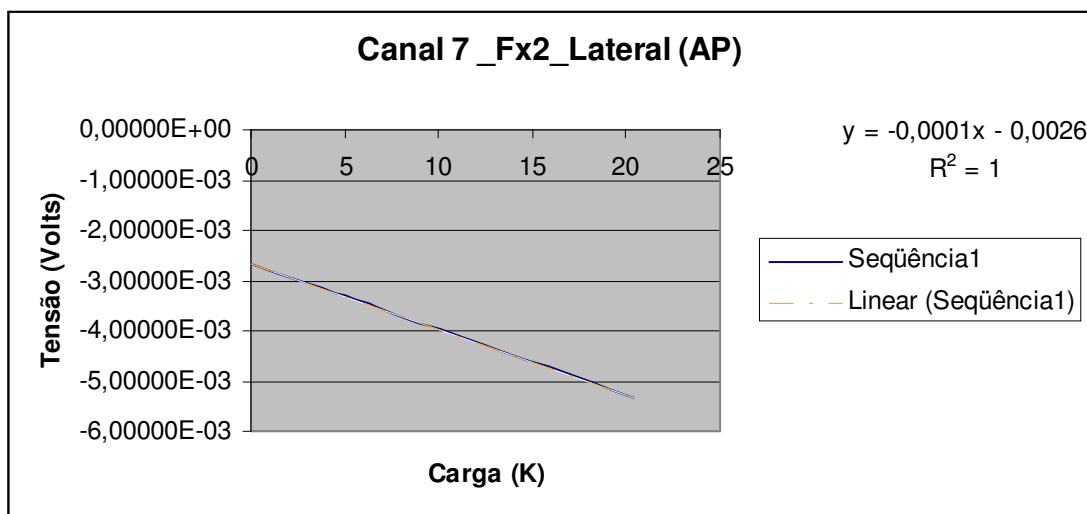
## Célula 2 - Carregamento lateral (ML)/ Canal 6

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	8,99919E-03	0,000142358
5,534	9,78700E-03	0,000142358
6,679	9,95000E-03	0,000142358
7,824	1,01130E-02	0,000142358
8,969	1,02760E-02	0,000142358
10,114	1,04390E-02	0,000142358
11,259	1,06020E-02	0,000142358
12,404	1,07650E-02	0,000142358
13,549	1,09280E-02	0,000142358
14,694	1,10910E-02	0,000142358
15,839	1,12540E-02	0,000142358
16,984	1,14170E-02	0,000142358
18,129	1,15800E-02	0,000638756



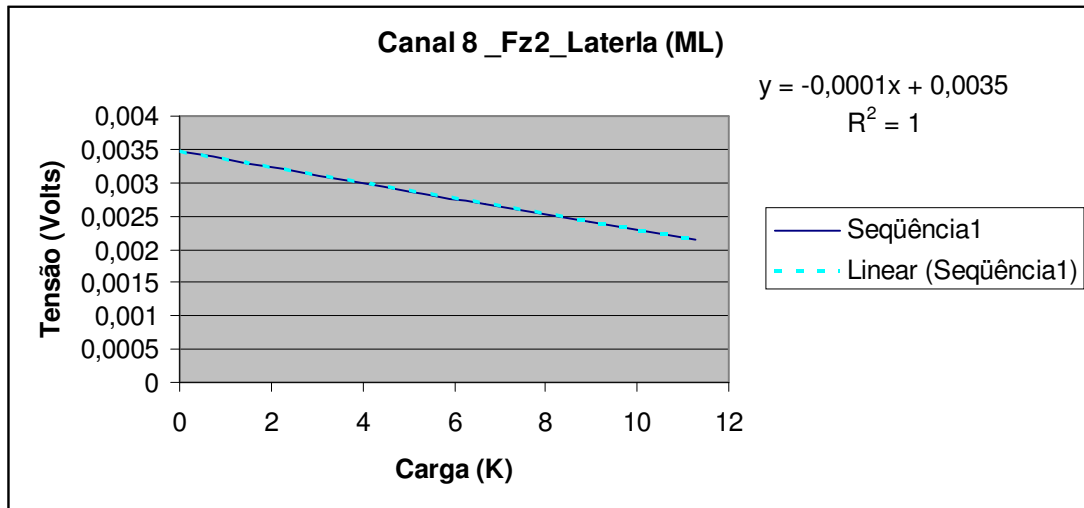
### Célula 3 - Carregamento Lateral (AP) /canal 7

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	-2,64902E-03	-0,000131004
5,534	-3,37400E-03	-0,000131004
6,679	-3,52400E-03	-0,000131004
7,824	-3,67400E-03	-0,000131004
8,969	-3,82400E-03	-0,000131004
10,114	-3,97400E-03	-0,000131004
11,259	-4,12400E-03	-0,000131004
12,404	-4,27400E-03	-0,000131004
13,549	-4,42400E-03	-0,000131004
14,694	-4,57400E-03	-0,000131004
15,839	-4,72400E-03	-0,000131004
16,984	-4,87400E-03	-0,000131004
18,129	-5,02400E-03	-0,000131004
19,274	-5,17400E-03	-0,000131004
20,419	-5,32400E-03	-0,000260738



### Célula 4 - Carregamento Lateral (ML)/Canal 8

Carga (K)	Tensão (V)	Coefficiente de Inclinação
0	0,00346648	-0,000117904
5,534	2,81400E-03	-0,000117904
6,679	2,67900E-03	-0,000117904
7,824	2,54400E-03	-0,000117904
8,969	2,40900E-03	-0,000117904
10,114	2,27400E-03	-0,000117904
11,259	2,13900E-03	-0,000117904
12,404	2,00400E-03	-0,000117904
13,549	1,86900E-03	-0,000117904
14,694	1,73400E-03	-0,000117904
15,839	1,59900E-03	-0,000117904
16,984	1,46400E-03	-0,000117904
18,129	1,32900E-03	-0,000117904
19,274	1,19400E-03	6,19487E-05



Dados dois vetores quaisquer, como exemplo **x** e **y**

```
x = [26.9 27.3 22.2 28.6 35.5 27.5 27.8 23.8 28.9 24.4 28.6 26.4  
35.6 28.8 28.2 33.8 25.5 27.2 26.0 27.8];  
y = [25.7 28.5 24.0 26.8 32.8 26.7 26.5 22.8 26.3 22.0 28.4 26.4  
30.5 27.9 27.0 33.7 25.3 26.3 26.9 26.2];  
  
varix = var(x)  
variya = var(y)  
media_x = mean(x)  
media_y = mean(y)  
dp_x = std(x)  
dp_y = std(y)  
  
maximox = media_x + 2*dp_x  
minimox = media_x - 2*dp_x  
vetorx = [minimox maximox];  
  
maximoy = media_y + 2*dp_y  
minimoy = media_y - 2*dp_y  
  
vetory = [maximoy minimoy];  
vetory1 = [minimoy maximoy]  
  
V = cov(x,y) % covariance matrix  
  
Correlacao = corrcoef([x' y']) % coeficientes de correlacao  
  
% 1st way:  
[vec, val] = eig(V) % eigenvectors and eigenvalues of the covariance  
matrix  
autovalor = val  
autovetor = vec  
axes = 2*sqrt(svd(val)) % cria eixos na direcao dos autovetores da  
matriz V  
quem = svd(val)  
angles = atan2( vec(2,:), vec(1,:) ) % angulos dos eixos da elipse  
com relacao x e y  
anglo_grau = (180*angles)/pi % angles  
area = pi*prod(axes) % area da elipse  
%normalizar = norm(vec)  
  
semieixo_maior = 2*sqrt(val(2,2)) % tamanho dos eixos  
semieixo_menor = 2*sqrt(val(1,1))  
  
sst = 174*sin(6.25*pi/180)*0.55 % Estabilidade Padrao  
  
Sscore = ((sst - semieixo_maior)/sst)*100 % valor de estabilidade  
  
% ellipse data:  
t = linspace(0, 2*pi)  
ellip = vec*2*sqrt(val)*[cos(t); sin(t)] + repmat([mean(x)  
; mean(y)], 1, 100)
```

```

ellip=ellip'
axes=axes';
veja = vec*2*sqrt(val)
matriz_medias= repmat([mean(x) ;mean(y)],1,100)

plot(ellip(:,1),ellip(:,2),'r')
    hold on
    plot(x,y,'*')
%   hold on
        line(vetorx,vetory)
        hold on
        line(vetorx,vetory1)
        whitebg('k')
        hold on
        line([media_x media_x],[minimoy maximoy])
% %
% end
hold off

```

### Resultados:

varix = 12.0815;

vari y = 8.1245;

media\_x = 28.0400;

media\_y =27.0350;

dp\_x = 3.4758;

dp\_y = 2.8504;

maximox = 34.9917;

minimox = 21.0883;

maximoy = 32.7357;

minimoy = 21.3343;

vetory1 = 21.3343 32.7357;

V = 12.0815 8.9233  
8.9233 8.1245

Correlacao = 1.0000 0.9007  
0.9007 1.0000

```
vec = 0.6259 -0.7799
      -0.7799 -0.6259

val = 0.9630 0
      0 19.2430
      1
autovalor = 0.9630 0
            0 19.2430

autovetor = 0.6259 -0.7799
            -0.7799 -0.6259

axes = 8.7734 1.9627

angles = -0.8945 -2.4653

anglo_grau = -51.2508 -141.2508

area = 54.0957

semieixo_maior = 8.7734

semieixo_menor = 1.9627

sst = 10.4186

Sscore = 15.7911
```

Elipse gerada

