



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GILMAR LUIZ DA COSTA

**ANÁLISE DE EQUILÍBRIO CORPORAL SUBMETIDO A ESFORÇOS DE
ACELERAÇÃO E DESACELERAÇÃO NA DIREÇÃO ANTERO-POSTERIOR:
ESTUDO TRANSVERSAL**

Guaratinguetá

2014

GILMAR LUIZ DA COSTA

**ANÁLISE DE EQUILÍBRIO CORPORAL SUBMETIDO A ESFORÇOS DE
ACELERAÇÃO E DESACELERAÇÃO NA DIREÇÃO ANTERO-POSTERIOR:
ESTUDO TRANSVERSAL**

Dissertação à Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá, Universidade
Estadual Paulista, para a obtenção do título de
Mestre em Engenharia Mecânica na área de
Semiologia.

Orientador Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2014

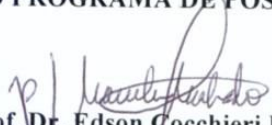
C837a	<p>Costa, Gilmar Luiz da</p> <p>Análise de equilíbrio corporal submetido á esforços de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior: estudo transversal / Gilmar Luiz da Costa – Guaratinguetá: [s.n], 2014.</p> <p>80 f : il.</p> <p>Bibliografia: f. 54</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata</p> <p>1. Biomecânica 2. Equilíbrio (Fisiologia) I. Título</p> <p>CDU 612.766 (043)</p>
-------	---

GILMAR LUIZ DA COSTA

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Unesp-Feg


Prof. Dr. FABIANO POLITTI
UNINOVE

Fevereiro de 2014

DADOS CURRICULARES
GILMAR LUIZ DA COSTA

NASCIMENTO 29.08.1955

FILIAÇÃO Mário da Costa

Maria José da Costa

1985/1093 Curso de Graduação em Bacharel em Ciências Físicas

Universidade de Guarulhos – UNG - SP

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Eterno pela oportunidade de poder realizar estes estudos, há muito acalentado, desde que adquiri a consciência de minha atual existência.

A minha esposa a quem dedico este Mestrado, que sempre me apoiou e incentivou para a realização deste sonho.

Aos meus pais, que embora já tenham partido há muito, contribuíram de maneira fundamental para a minha formação como homem, a eles, o meu mais profundo respeito, agradecimento e consideração.

Aos professores de Pós Graduação da FEG/UNESP desta faculdade que de maneira carinhosa e dedicada dispensaram a sua atenção.

Aos colegas da Pós Graduação da FEG que dividiram conosco os seus esforços em nossos estudos.

Em especial, ao meu orientador Prof. Dr. Tamotsu Hirata, que com muita honra pude desfrutar de suas orientações, e a quem sempre fiz questão de chamá-lo de Professor, por considerar esta atividade digna de poucos homens.

Especial agradecimento ao Prof. Dr. Cesar F Amorim, por nos apresentar para esta instituição.

Ao amigo Pedro Antonio Da Ros, que através de seu apoio fundamental colaborou para que eu conseguisse realizar este Mestrado.

Aos funcionários da Mecânica, especialmente ao Walter Luiz M. Tupinambá, que nos deu sempre um grande apoio.

A todos os funcionários da Pós-Graduação pela credibilidade, respeito com os alunos e atendimento eficiente.

Ao colega de estudos Edson Yoshinori Nagata, por sua ajuda na obtenção de uma equipe para a coleta de dados.

E a todos que acreditaram no nosso projeto.

Dedico este trabalho a Sueli, minha esposa, que sempre foi uma incentivadora plena dos meus estudos, e à Larissa, minha querida filha que cedeu muitas horas de nosso convívio para que fosse possível a realização deste trabalho. Que Deus as abençoe sempre.

COSTA, G. L. **Análise de equilíbrio corporal submetido á esforços de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior: estudo transversal.** 2014. 82 f. (Dissertação em Ciências) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo analisar o equilíbrio postural de um indivíduo quando submetido á esforços de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior, submetido a um sistema que simula o transporte coletivo. O sistema proposto foi constituído de uma plataforma, com movimentação no sentido antero-posterior, com duas velocidades, e com uma amplitude de movimento de 30 mm, sendo acionado por um motor DC. Durante a movimentação da plataforma de movimento, as forças de reações verticais foram registradas através de uma plataforma de força. Enquanto um acelerômetro instalado na plataforma de movimento registrou as acelerações das duas velocidades (0,6 e 2,0g). As coletas de dados foram feitas em 12 indivíduos, masculinos, jovens com faixa de idade entre 19 e 27 anos. Cada indivíduo foi submetido a duas diferentes acelerações, sendo uma considerada normal e outra sendo considerada limite para um transporte coletivo. Os desequilíbrios da postura ereta bipodal, foram avaliados através das distribuições das cargas entre o calcâneo e as pontas dos pés. Os resultados apresentaram que: no instante inicial do movimento da plataforma, os desequilíbrios dos indivíduos foram mais acentuados, sendo a diferença entre as duas velocidades na faixa de 50 % em média, das forças de reações, e após alguns instantes os indivíduos conseguem readquirir o equilíbrio inicial. Na parada repentina da plataforma acontece um novo desequilíbrio, mas neste caso as diferenças são da ordem de 5%, das forças de reação, independente das velocidades.

Palavras-Chaves: Estabilometria, Plataforma de Força, Equilíbriodinâmico, Controle Postural.

COSTA, G. L.

Analyze body balance subjected to acceleration to deceleration in the antero-posterior direction: transverse study. 82 f. Dissertation (Master of Science) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

The object of the present study is to analyze the postural balance of an individual when subjected to effects of acceleration and deceleration in the antero-posterior direction, submitted to a system that simulates the mass transportation. The proposed system consists of a platform, with movement in the antero-posterior direction, with two speeds, and a range of motion about 30 mm, being driven by a DC motor. During the platform movement, the vertical reaction forces were recorded using a force platform, connected to a data acquisition system. An accelerometer installed on the platform to records the accelerations of the two speeds (0.6 and 2.0 g). The data collections were made using 12 individuals, male, young, with range of age between 19 and 27 years. Each person was submitted to two different accelerations, one normal and the other considered the threshold for public transportation. Imbalances in bipedal stance, were evaluated through the distribution of loads between the heel and toes. The results showed that: In the first stance of the platform, the imbalances of individuals were more pronounced, and the difference between the two speeds is around 50% on average for the forces of reaction. And after a while, people were able to regain the original balance. When the platform sudden stops, a new imbalance happens, but in this case the differences are of the order of 5%, between the reaction forces regardless of speed.

KEYWORDS: Stabilometry, Force Platform, Dynamic Balance, Postural Control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural (Análise extrabiométrica da postura ereta humana quase-estática). (DUARTE, 2000)	17
Figura 2 - Três estratégias usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (SHUMMWAY-COOK & WOOLACOTT, 1995).	19
Figura 3 - Representação esquemática da relação entre COP e COG durante a postura ereta de um sujeito oscilando para frente e para trás. As distâncias do COP (p) e COG (g), o vetor peso (W), o vetor força de reação do solo (R), e vetores representativos para a velocidade (ω) e aceleração angulares (α) em cinco instantes diferentes são indicados (WINTER, 1990).	20
Figura 4 - Esquema do modelo simplificado do pêndulo invertido.	21
Figura 5 - Esquema do modelo simplificado de pêndulo invertido mostrando o deslocamento do ponto A, quando a força F se desloca ora para a direita ora para a esquerda, mostrando como consequência grandes deslocamentos do GL (COG) e COP.	25
Figura 6 - Imagem do Conjunto da Plataforma Oscilante.	29
Figura 7 - Imagem do Módulo do Acionamento da Plataforma Oscilante, com Duas Velocidades.	30
Figura 8 - Desenho do Came.	31
Figura 9 - Desenho ilustrativo do movimento longo do came com alavanca, mostrando como a plataforma se desloca.	31
Figura 10 - Esquema da plataforma com a disposição de cada célula de carga e dos pés. ...	34
Figura 11 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 60HD.	35
Figura 12 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 61HD.	36
Figura 13 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 63HD.	36
Figura 14 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 64HD.	37
Figura 15 - Exemplo de curvas temporais obtidas para aceleração, forças de reações verticais.	40

Figura 16 - Segundo gráfico da Figura 15, item “a”. Indivíduo subindo na plataforma de movimento, plataforma sem movimento.	41
Figura 17 - Segundo gráfico da Figura 15, item “a”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento, plataforma ainda sem movimento.	41
Figura 18 - Segundo gráfico da Figura 15, item “b”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento, plataforma inicia o movimento.	42
Figura 19 - Segundo gráfico da Figura 15, item “c”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento, plataforma em movimento, indivíduo consegue o um novo equilíbrio.	42
Figura 20 - Segundo gráfico da Figura 15, item “d”. Plataforma para o movimento, e o indivíduo desce da plataforma.	43
Figura 21- Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no início de movimento da plataforma em velocidade baixa para sujeitos A,B,C...,M.	43
Figura 22- Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no início de movimento da plataforma em velocidade alta para sujeitos A,B,C...,M.	44
Figura 23 - Registro de diferenças de forças de reações entre as velocidades baixa e alta nas pontas dos pés em azul e no calcanhar em vermelho, considerando os pesos de cada indivíduo (normalizado), no início de movimento da plataforma para sujeitos A, B, C,, M.	44
Figura 24- Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no final de movimento da plataforma em velocidade baixa para sujeitos A,B,C...,M.	45
Figura 25- Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no final de movimento da plataforma em velocidade alta para sujeitos A,B,C...,M.	45
Figura 26 - Registro de diferenças de forças de reações entre as velocidades baixa e alta nas pontas dos pés em azul e calcanhar em vermelho, considerando os pesos de cada indivíduo (normalizado), no final de movimento da plataforma para sujeitos A, B, C,, M.	46
Figura 27 - Comparação da mediana (interquartil: 25-75%) entre os picos de deslocamento temos a amplitude verificados entre a ponta dos pés e o calcâneo no início do movimento da plataforma em duas velocidades de oscilação: baixa e alta.	49

Figura 28 - Influência do início do movimento da plataforma nas velocidades (baixa e alta) no pico de deslocamento (amplitude) [mediana e interquartil (25-75%)] observado na ponta dos pés e no calcâneo. * Demonstra diferença estatística significativa (Teste de Mann Witney: $p < 0.001$).	50
Figura 29 - Comparação da mediana (interquartil: 25-75%) entre os picos de deslocamento verificados entre a ponta dos pés e o calcâneo em duas velocidades de oscilação: baixa e alta.	51
Figura 30 - Influência da velocidade (baixa e alta) no pico de deslocamento temos a amplitude [mediana e interquartil (25-75%)] observado na ponta dos pés e no calcâneo. * Demonstra diferença estatística significativa (Teste de Mann Witney: $p < 0.001$).	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Deslocamento e Velocidades da Plataforma.....	24
Tabela 2.	Dados dos indivíduos utilizados no experimento.....	26
Tabela 3.	Média e desvio padrão dos voluntários	26
Tabela 4.	Mediana e interquartil [25-75%] do pico de deslocamento (N) verificado em velocidade baixa e alta, na ponta dos dedos dos pés e no calcâneo.	49
Tabela 5.	Mediana e interquartil [25-75%] do pico de deslocamento (N) verificado em velocidade baixa e alta, na ponta dos dedos dos pés e no calcâneo.....	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- a-p - Direção ântero-posterior
- COG - Centro de Gravidade
- CM - Centro de Massa
- COP - Centro de Pressão Plantar
- DP - Desvio Padrão
- g - Aceleração da Gravidade.
- GL - Posição Global do Corpo
- HRC - Hardness Rockwell C
- Hz - Hertz.
- mV/g - Milivolts de saída para cada gravidade de entrada.
- mV/V - Milivolts de saída para cada Volts de entrada.
- N - Newton

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.	14
1.1	POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA.	14
1.2	OBJETIVO GERAL.	14
1.2.1	Objetivos Específicos.	14
1.3	DELIMITAÇÕES DO ESTUDO.	15
1.4	ESTRUTURA DA TESE.	15
2.	REVISÃO DE LITERATURA.	16
2.1	ESTABILOMETRIA.	17
2.2	CONTROLE POSTURAL.	18
2.3	SISTEMAS SENSORIOS.	18
2.4	MANUTENÇÃO DE EQUILÍBRIO.	18
2.5	CENTROS DE GRAVIDADE E CENTRO DE PRESSÃO.	20
2.6	MODELO DO PÊNDULO INVERTIDO DO CORPO HUMANO.	21
3.	METODOLOGIA.	24
3.1	DESCRIÇÃO DO PROCEDIMENTO.	24
3.2	AMOSTRA EXPERIMENTAL.	26
3.3	PROCEDIMENTOS.	27
3.4	CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA OSCILANTE.	28
3.5	CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA E EQUILÍBRIO.	35
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES.	38
4.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DO INÍCIO DO MOVIMENTO DA PLATAFORMA.	49
4.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS NO FINAL DO MOVIMENTO DA PLATAFORMA.	51

5.	CONCLUSÕES.	53
	REFERÊNCIAS.	54
	ANEXO A	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA

A frenagem e a aceleração em transportes coletivos, tais como, ônibus, metrô ou trem, é uma tarefa de extrema responsabilidade do condutor. Considerando que cerca de 3,4 milhões de pessoas são transportadas diariamente somente no metrô da cidade de São Paulo (fonte Secretaria de Transportes do Município de São Paulo), sendo que o controle da operação estabelecido pelo Centro de Controle Operacional para atender a demanda. Por outro lado, o intervalo de tempo entre os trens é estabelecido não somente pela demanda, mas também, pelo critério de menor consumo de energia dentro do limite máximo de aceleração e desaceleração, limite este que é informado pelo fabricante do vagão.

Dessa forma, essas alterações na aceleração, muitas vezes podem ocasionar queda aos passageiros, sendo o risco ainda maior em idosos, gestantes e indivíduos com deficiências físicas.

Esse estudo avaliou o risco de queda do passageiro, por meio do estudo do equilíbrio do corpo humano, quando submetido à forças de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior.

Como instrumento de avaliação foi utilizado uma plataforma oscilante acionada por um motor elétrico e um sistema mecânico de redução em conjunto com uma plataforma de força. Espera-se através deste estudo estabelecer uma relação entre o nível de aceleração e o risco de queda de indivíduos que utilizam um sistema de transporte público.

1.2 OBJETIVO GERAL

Analisar o equilíbrio corporal quando submetido a esforços de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior.

1.2.1 Objetivos Específicos

- Construir uma plataforma oscilante capaz de realizar uma simulação de aceleração e desaceleração em uma faixa de 0-2,0g na direção antero-posterior.
- Avaliar as alterações do centro de pressão plantar durante a aceleração e desaceleração da plataforma oscilante.

1.3 DELIMITAÇÕES DO ESTUDO

Esse é um estudo transversal que delimitou-se em estudar apenas os aspectos biomecânicos do equilíbrio dinâmico do corpo humano.

1.4 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1, é apresentada a introdução, com ênfase para a relevância do problema estudado, assim como os objetivos propostos e as delimitações do presente estudo.

No capítulo 2, é feita uma revisão de literatura, com definições dos termos relacionados à pesquisa, com uma explanação dos principais fatores que interferem no equilíbrio corporal humano.

No capítulo 3, é apresentada a metodologia empregada no presente estudo, com a descrição da calibração e toda a instrumentação utilizada nas análises.

No capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos, desde a avaliação.

No capítulo 5 é realizado o desfecho do estudo, por meio das conclusões e considerações finais, de acordo com os objetivos propostos inicialmente.

Finalmente, são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas no presente estudo, seguida dos apêndices e anexos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A postura bípede ereta é uma atividade física humana completa que requer atividade intensa de toda a estrutura esquelética muscular, somado às influências do sistema sensorial, composto por três classes de sensores, ou seja somatossensorial, visual e vestibular.

De forma geral a complexidade da atividade e interação desses sistemas dependem ainda do meio ambiente e da natureza da tarefa onde se exerce a atividade.

A maioria dos trabalhos e estudos feitos para se analisar o equilíbrio postural tem tido ênfase nas atividades de controle de equilíbrio estático de curta a longa duração, onde tem-se realizados vários trabalhos que contribuiram para o melhor entendimento desta atividade (LATASH; ROTHWELL; WINTER; ZATSIORSKY; DUARTE).

Com o avanço da eletrônica e softwares a utilização de plataformas de força tem sido de grande aplicação nesta área de investigação.

A plataforma de força, é constituída de uma chapa de aço ou alumínio com dimensões de um quadrado ou retângulo, que variam entre 500 a 1000mm, apoiada em 4 transdutores de força instalados em cada vértice da chapa.

As células de carga são ligadas individualmente a um condicionador eletrônico, capaz de capturar e dimensionar as pequenas oscilações que cada uma sofre, quando uma pessoa está em posição ereta e estática sobre a plataforma.

As variáveis mais comuns que podem ser analisadas com as oscilações em posição ereta e estática são:

- a) Centro de Pressão (COP) que é a oscilação do corpo sobre a plataforma, gerando forças que representam o somatório de ações do sistema de controle do corpo humano.
- b) Posição Global do Corpo (COG) que é a medida de deslocamento do corpo.

Os estudos realizados nesta área tem sempre se especializado na postura ereta estática restrita ou irrestrita, onde cada uma tem as suas dificuldades e particularidades (DUARTE; ZATSIORSKY).

A dinâmica dos esforços que o corpo nesta condição é submetido é bem mais complexa e de difícil análise. Por causa desta complexidade será estudado apenas os esforços de aceleração e desaceleração na direção antero-posterior submetidos ao corpo em posição ereta

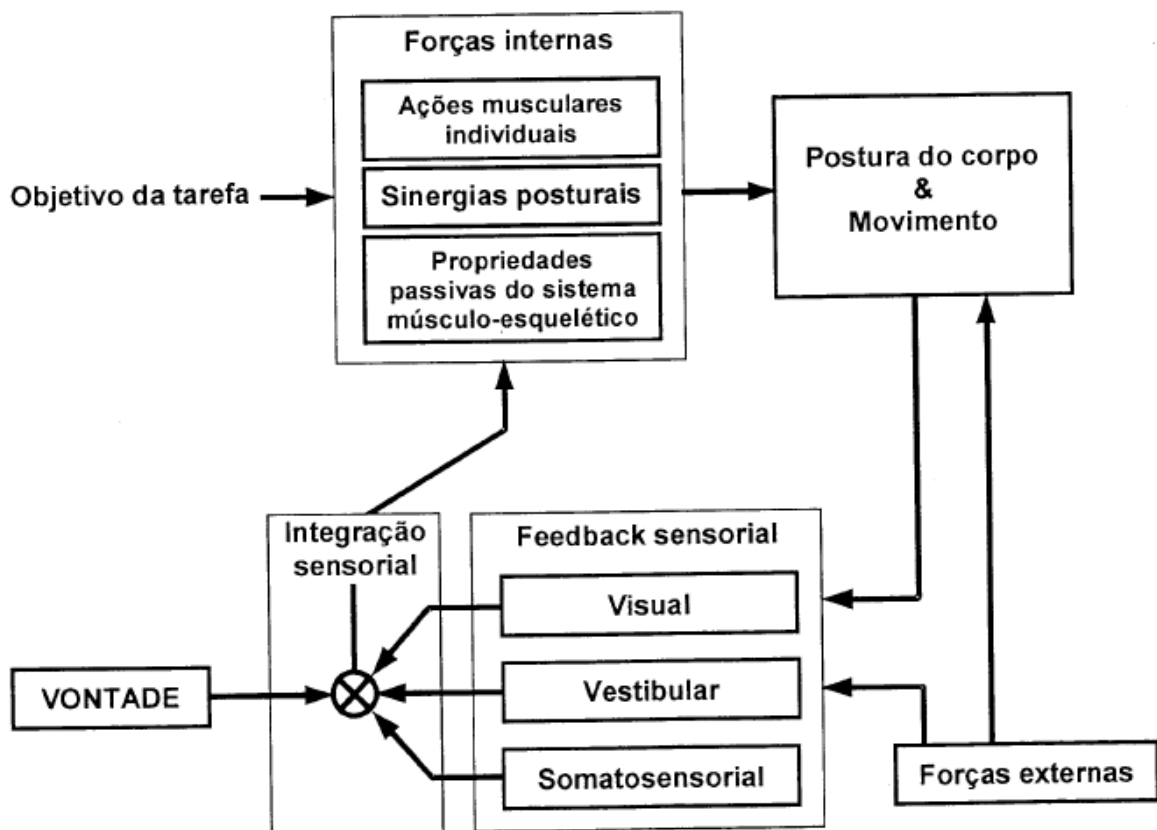
e estática no sentido antero-posterior (a), no instante em que o movimento altera seu estado inercial, e o esforço que o corpo reage faz para tentar buscar o seu estado de equilíbrio anterior.

2.1 ESTABILOMETRIA

Estabilometria é o nome dado aos registros e medidas das oscilações que o corpo humano realiza na atividade de manter o corpo ereto em equilíbrio. As pesquisas destas medições datam de 100 anos com Romberg, mas somente nos últimos anos com o avanço da eletrônica e as plataformas de força e do processamento de sinais, foi possível alcançar uma demanda significativa de dados sendo a razão do avanço deste estudo, aliados à medidas mais precisas e análises de dados mais consistentes.

A figura 1 apresenta esquema com uso de um estabiliograma que demonstra como o corpo tenta manter o equilíbrio em uma postura ereta e estática.

Figura 1 - Diagrama conceitual do sistema de controle postural (Análise extrabiométrica da postura ereta humana quase-estática). (DUARTE, 2000).



Fonte: (DUARTE, 2000)

2.2 CONTROLE POSTURAL

O corpo humano para conseguir realizar o controle da postura ereta, e reconhecer as forças que agem sobre ele, e que tentam provocar o seu desequilíbrio possui três sistemas básicos que o auxiliam no controle postural, sendo esses: somatossensorial, visual e vestibular, (ROTHWELL, LATASH, WINTER, ZATSIORSKY, DUARTE).

A maneira como cada um destes sensores atuam é complexa, integrada, solidária e independente, ou agindo de maneira particular e diferente a cada tipo de perturbação sofrida (ROTHWELL, 1994). O sistema sensorial age por meio de feedback, somente após um determinado estímulo. Mas é possível que outras forças possam também atuar, como a vontade, que age como um ajuste postural antecipatório, quando prevê alguma alteração no sistema inercial de um determinado momento. O sistema conceitualmente usado é apresentado em um diagrama que pode ser visto na figura 1.

2.3 SISTEMAS SENSORIOS

Sistema visual: Fornece informações sobre a posição e movimento dos objetos no espaço (exterocepção), e a sua relatividade no ambiente e ao resto do corpo (propriocepção visual). Embora este seja o sistema para manutenção da postura quando a movimentos no ambiente, ele é de pouca eficácia quando utilizado para manutenção da postura ereta quieta, além de ser o mais lento. (DUARTE, 2000)

Sistema somatossensorial: Fornece ao corpo informações no espaço relativo à superfície que o suporta, informações como deslocamento, velocidade, direção, relativo entre os segmentos do corpo. Para mudanças de direção, sentido e velocidade é o mais rápido para dar um *feedback* ao corpo para restaurar o equilíbrio. (DUARTE, 2000)

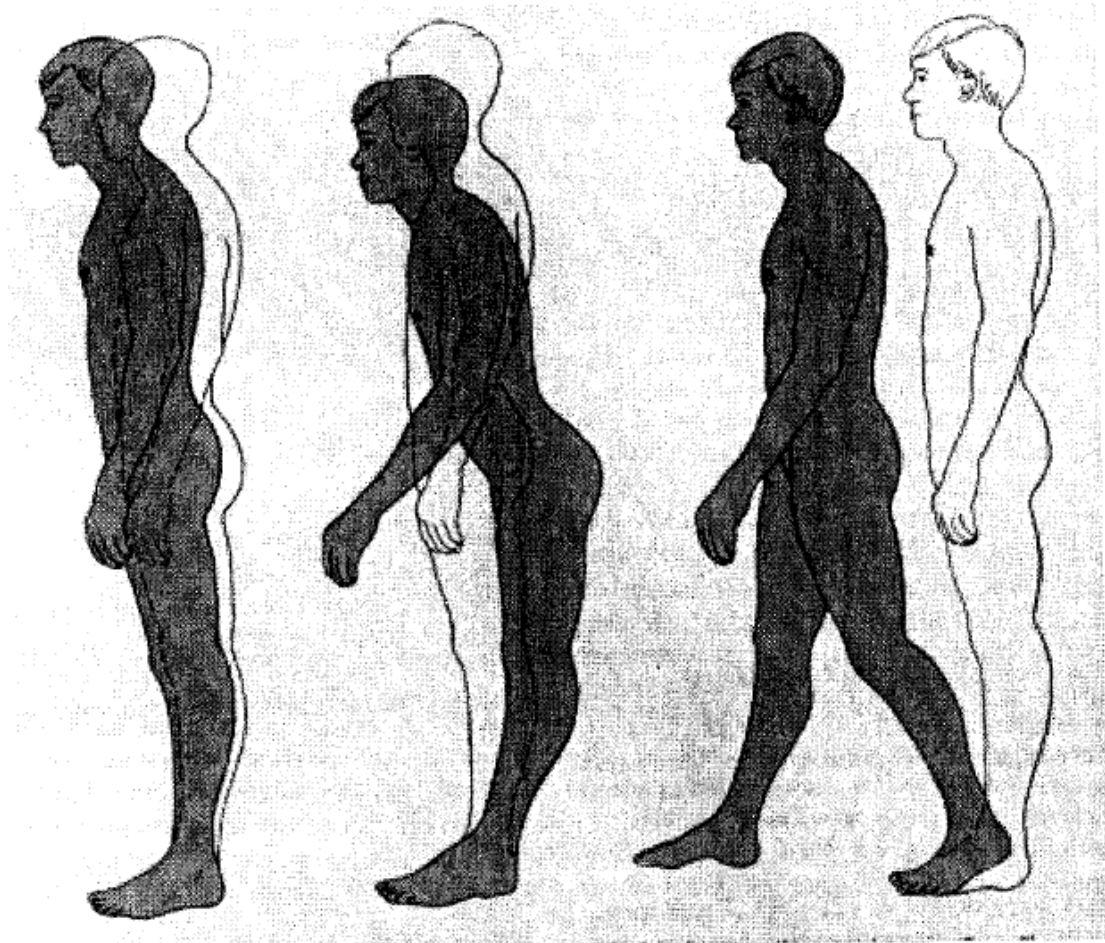
Sistema vestibular: Fornece informações sobre a posição da cabeça no espaço, como o espaço é tridimensional este sistema utiliza a força da gravidade e outras forças inerciais que estão agindo sobre o corpo e que são utilizadas como referência a sua posição atual.

2.4 MANUTENÇÃO DE EQUILÍBRIO

A manutenção do equilíbrio durante a postura ereta estática ou dinâmica (como andar) exige uma estratégia de movimentos musculares entre coluna, quadril, joelho e tornozelo para manter o centro de massa em posição de equilíbrio. Como estes movimentos e controles são muito complexos, um modelo simplificado poderá ser de melhor compreensão. Dentre essas

estratégias destacam-se as do tornozelo, quadril e da marcha. (SHUMMWAY-COOK & WOOLACOTT, 1995)

Figura 2 - Três estratégias usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (SHUMMWAY-COOK & WOOLACOTT, 1995).



Fonte: (DUARTE, 2000)

Além das três posturas acima mencionadas têm-se os ajustes posturais antecipatórios (APA), que são ações que buscam prever movimentos antecipatórios. Nesta antecipação tenta-se prever a magnitude e tipo de perturbação que poderá afetar o equilíbrio. São movimentos voluntários e desencadeados centralmente (LATASH, 1997). Movimentos como o andar são exemplos do (APA), onde este movimento antecipatório busca compensar a projeção da perna para frente no ato do andar.

2.5 CENTROS DE GRAVIDADE E CENTRO DE PRESSÃO

O centro de pressão plantar (COP) é a resultante das forças vetoriais que estão atuando sobre a plataforma de força, e cada mudança das distribuições de forças em cada sensor de força a localização do COP se desloca para esta nova resultante. Como este deslocamento é contínuo o COP é uma medida de deslocamento e depende do Centro de Oscilação Global.

O centro de gravidade (COG) é o centro de forças gravitacionais de todas as partes do corpo agindo sobre todas elas, buscando equilibrá-las. O COG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo. O COG é uma medida que indica o balanço do corpo, e o COP é a resposta neuromuscular ao balanço do COG. Ver representação da relação entre o COP e COG, figura 3.

Figura 3 - Representação esquemática da relação entre COP e COG durante a postura ereta de um sujeito oscilando para frente e para trás. As distâncias do COP (p) e COG (g), o vetor peso (W), o vetor força de reação do solo (R), e vetores representativos para a velocidade (ω) e aceleração angulares (α) em cinco instantes diferentes são indicados (WINTER, 1990).

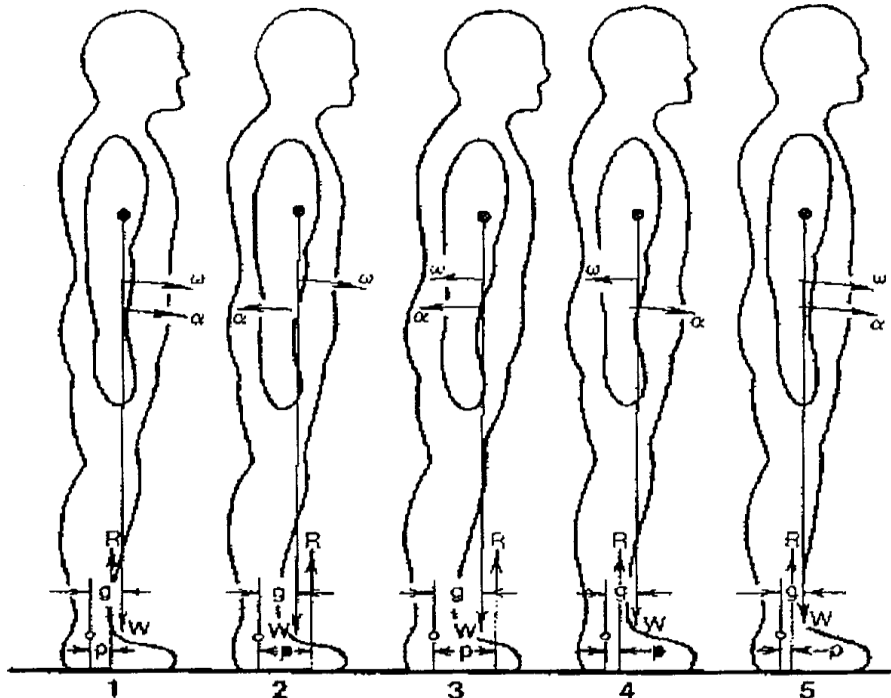


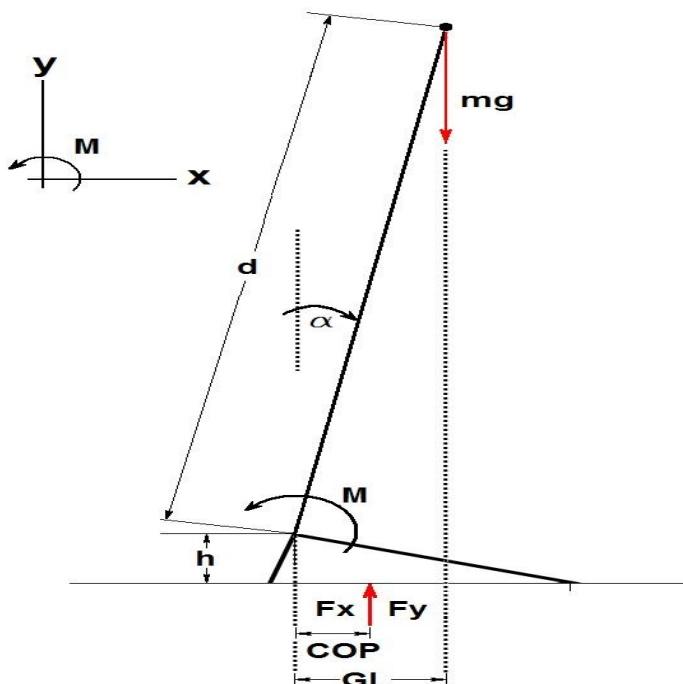
Figura: (WINTER, 1990)

2.6 MODELO DO PÊNDBULO INVERTIDO DO CORPO HUMANO

O modelo simplificado do comportamento do corpo humano em uma postura ereta e quieta pode ser visto na figura 4. Trata-se de um pêndulo simples para o plano sagital para representar a dinâmica do sistema musculo–esquelético humano. Um modelo simples para mostrar os conceitos básicos de equilíbrio de forças e momentos do membro inferior do corpo humano quando em contato ao solo. (DUARTE, 2000)

A figura 4 apresenta o plano sagital de um corpo representado por dois segmentos rígidos; do pé ao tornozelo e do tornozelo ao resto do corpo, sendo que o pé encontra-se em contato ao chão e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido articulado no tornozelo por uma articulação tipo dobradiça, conforme a figura 4.

Figura 4 - Esquema do modelo simplificado do pêndulo invertido



d - é o comprimento do pêndulo, distância do COG até o tornozelo.

m - é a massa do corpo.

α - é o ângulo entre a vertical e o corpo.

h - é a altura da articulação do tornozelo.

F_x , são as forças na direção a-p, e F_y direção vertical.

COP é a posição do COP na direção a-p.

GL é a posição da projeção horizontal do COG na direção a-p.

M é o torque resultante no tornozelo para a manutenção da postura ereta.

Fonte: (DUARTE, 2000)

O torque atuando no tornozelo para o pêndulo simples invertido é dado pela clássica equação diferencial:

$$M - mgd \cdot \text{sen}(\alpha) = -I \cdot \frac{d^2\alpha}{dt^2} \quad (1)$$

Onde I é o momento de inércia da massa do corpo, ela expressa o grau de dificuldade em alterar o estado de movimento de um corpo em rotação. Este momento de inércia depende da distribuição de massa em torno do eixo de rotação onde no caso, o modelo escolhido é de uma haste representado pelo coeficiente $c = 1,33$. Por definição o momento de inércia corresponde à $I = md^2$ onde m representa a massa e d é a distância de (COG) ao tornozelo. Assim para o nosso caso (um corpo) representamos $I = cmd^2$ multiplicado por uma aceleração angular $\frac{d^2\alpha}{dt^2}$ expressa como a segunda derivada do espaço, ou melhor, do ângulo entre COG e o eixo vertical. Desta forma o torque (M) menos a componente horizontal da força exercida em COG equivale ao momento de inércia (I) multiplicado pela aceleração angular.

A equação 1 pode ser linearizada para pequenas variações angulares em radianos: $\alpha \ll 1 \rightarrow \text{sen } \alpha \approx \alpha$, e por sua vez α pode ser expressa como $\alpha \approx x/d$, onde x é o deslocamento na direção antero-posterior. A equação então pode ser reescrita como:

$$M = -cmd \cdot \frac{d^2GL}{dt^2} + mgGL \quad (2)$$

Por outro lado, o torque no tornozelo pode também ser calculado a partir da equação de movimento para o segmento pé. Quando é desprezado o peso do pé e forças inerciais tem-se que

$$M = COPmg + hFx \quad (3)$$

Finalmente, a aceleração do COG na direção antero-posterior pode ser calculada a partir da força na direção antero-posterior e da massa do corpo:

$$\frac{d^2GL}{dt^2} = \frac{Fx}{m} \quad (4)$$

Combinando-se as equações anteriores pode-se chegar a uma expressão que engloba as variáveis antropométricas m , L , h , I , as da plataforma de força F_x , F_y , COP e a variável GL :

$$COPmg + hFx = -cdFx + mgGL \quad (5)$$

$$COP - GL = -(cd + h) \frac{Fx}{mg} \quad (6)$$

As variáveis c , d , h são constantes; (equação 6) expressa a relação fundamental entre as posições de COP e da GL em relação a F_x onde a diferença COP-GL é negativamente correlacionada com F_x ; e quando F_x é nula COP e GL coincidem. (Duarte, 2000)

Ocorre que este modelo é aplicável somente para postura ereta quieta, onde as oscilações ocorrem com deslocamentos pequenos e lentos, condicionados a postura ereta e quase estática, onde os pequenos movimentos são apenas para manter o equilíbrio.

O modelo que Duarte utiliza para esclarecer a posição ereta quase-estática, será utilizado para mostrar o comportamento do indivíduo, se acrescentarmos um movimento na base de apoio dos pés, fazendo aparecer ali uma força no sentido antero-posterior.

3. METODOLOGIA

3.1 DESCRIÇÃO DO PROCEDIMENTO

No experimento proposto a base onde os pés estão apoiados tem um movimento oscilatório no sentido a-p com dois tipos de acelerações (Ver tabela 1):

Tabela 1 - Deslocamento e Velocidades da Plataforma

Deslocamento	Aceleração
30 mm	0,6 g
30 mm	2,0 g

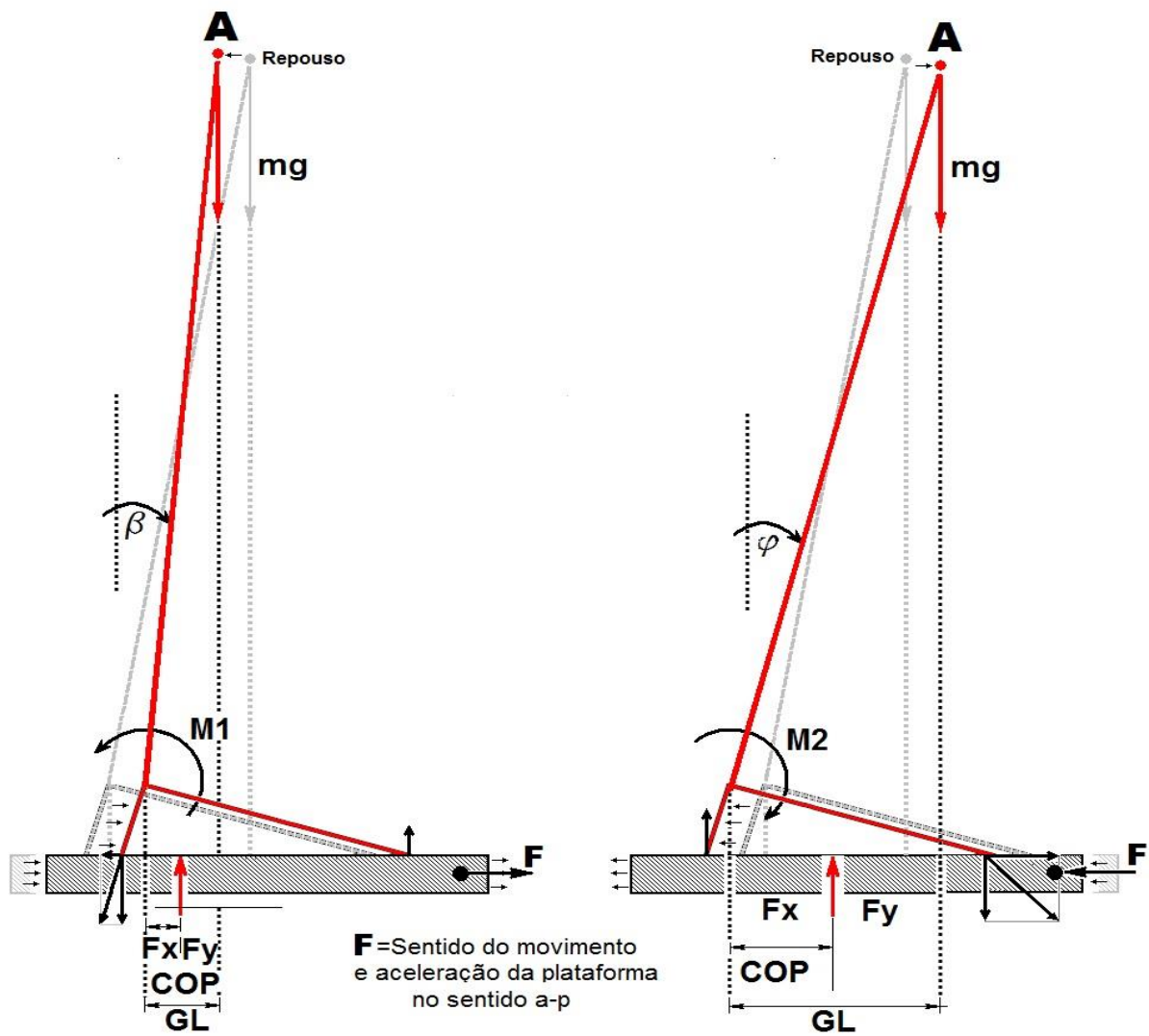
Neste caso embora a postura seja ereta quieta, sobre a plataforma de força, a base desta tem o movimento oscilatório no sentido a-p, provocando repentinos deslocamentos do centro de massa do indivíduo. Este deslocamento provoca um desequilíbrio, obrigando todo sistema sensorio em conjunto com o sistema musculoesquelético, a buscar um reequilíbrio do centro de massa do corpo.

O modelo do pêndulo invertido que adotamos de (DUARTE, 2000), exemplifica o fenômeno que será reproduzido em laboratório, onde a base terá um movimento no sentido a-p forçando um deslocamento do equilíbrio do pêndulo.

De tal forma que, quando a plataforma de movimento se desloca conforme mostrado na figura 5, (F→) aparece um desequilíbrio do ponto “A” com uma conseqüente concentração de força no tornozelo e distribuição de massa sobre o pé, bem como um deslocamento abrupto do “GL” e “COP”.

Quando o sentido do movimento inverte (F←) aparece um novo deslocamento do ponto “A”, gerando novamente uma nova distribuição de massa sobre o pé, e um novo deslocamento do “GL” e do “COP”.

Figura 5 - Esquema do modelo simplificado de pêndulo invertido mostrando o deslocamento do ponto A, quando a força F se desloca ora para a direita ora para a esquerda, mostrando como consequência grandes deslocamentos do GL (COG) e COP.



Fonte: (ADAPTAÇÃO DO MODELO DE DUARTE, 2000)

O objetivo é o de mensurar a grandeza deste deslocamento, através do experimento abaixo descrito, assim, os cálculos teóricos para determinar como seria o comportamento do corpo humano nestas condições, são de tal ordem que são impossíveis de serem calculados

3.2 AMOSTRA EXPERIMENTAL

Para a realização dos ensaios foram selecionados **12** indivíduos de sexo masculino.

- **Crítérios de exclusão:** indivíduos com diagnóstico médico de vestibulopatia; cerebelopatia; distúrbios centrais ou periféricos que afetem o equilíbrio corporal; realização de cirurgia nos últimos 6 meses; presença de lesão musculoesquelética nos membros inferiores; perda parcial ou total da visão; indivíduos diabéticos com neuropatias periféricas e quaisquer outras condições que resultem em perdas nas funções dos sistemas visual, somatossensitivo e vestibular. Abaixo segue a tabela 2, mostrando os dados pessoais de cada um:

Tabela 2 - Dados dos indivíduos utilizados no experimento.

DADOS DOS INDIVIDUOS UTILIZADOS NO EXPERIMENTO												
Individuo	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	L	M
Peso (N)	850	680	790	850	950	920	660	850	850	830	620	740
Idade	23	23	20	20	22	27	20	21	24	23	21	19
Altura	1,82	1,74	1,8	1,78	1,71	1,74	2	1,78	1,8	1,67	1,77	1,75

Tabela 3 - Média e desvio padrão dos voluntários

	Peso (N)	Idade	Altura (m)
Media	799,20	21,9	1,78
Desvio Padrão	103,50	2,23	0,08

3.3 PROCEDIMENTOS

A todos foi solicitado para atendem as seguintes orientações:

- A- Não se apoiarem em nenhum lugar
- B- Dentro do possível permanecer em posição ereta quieta estática, com os braços estendidos lateralmente ao longo do corpo.
- C- Manterem os olhos abertos ao horizonte.
- D- Permanecerem relaxados o máximo possível antes, durante e depois da movimentação da plataforma.
- E- Os ensaios foram feitos dentro do laboratório da FEG.
- F- Foram tomadas apenas uma coleta de cada indivíduo para cada velocidade. A razão de apenas uma coleta por individuo em cada velocidade foi pelo fator de aprendizado que o corpo humano adquire com a repetição do movimento (ver DUARTE, 2010 em revisão sobre posturografia), e como o objetivo é o de observar os esforços que os indivíduos sofrem no instante que há a aceleração e desaceleração, optamos por ter somente uma amostra por indivíduo por aceleração, uma lenta (+/-0,6g) e outra em rápida (+/-2,5g).
- G- Ao subirem na plataforma observou-se um tempo para o indivíduo encontrar o seu equilíbrio estático. Este tempo variou por individuo de 3 a 7 segundos, em média, conforme ensaios preliminares e como pode ser visto em cada gráfico do anexo A.

3.4 CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA OSCILANTE

Como este trabalho teve como objetivo avaliar os desequilíbrios gerados em um indivíduo em posição ereta dentro de um coletivo em movimento, acelerando e desacelerando em diferentes velocidades, o ensaio poderia ser feito dentro do próprio transporte coletivo. Entretanto, outros fatores iriam influenciar nos resultados, tais como, buracos, curvas, ruído, vibrações, estado de conservação dos veículos e ainda diferentes tipos de condução dos veículos.

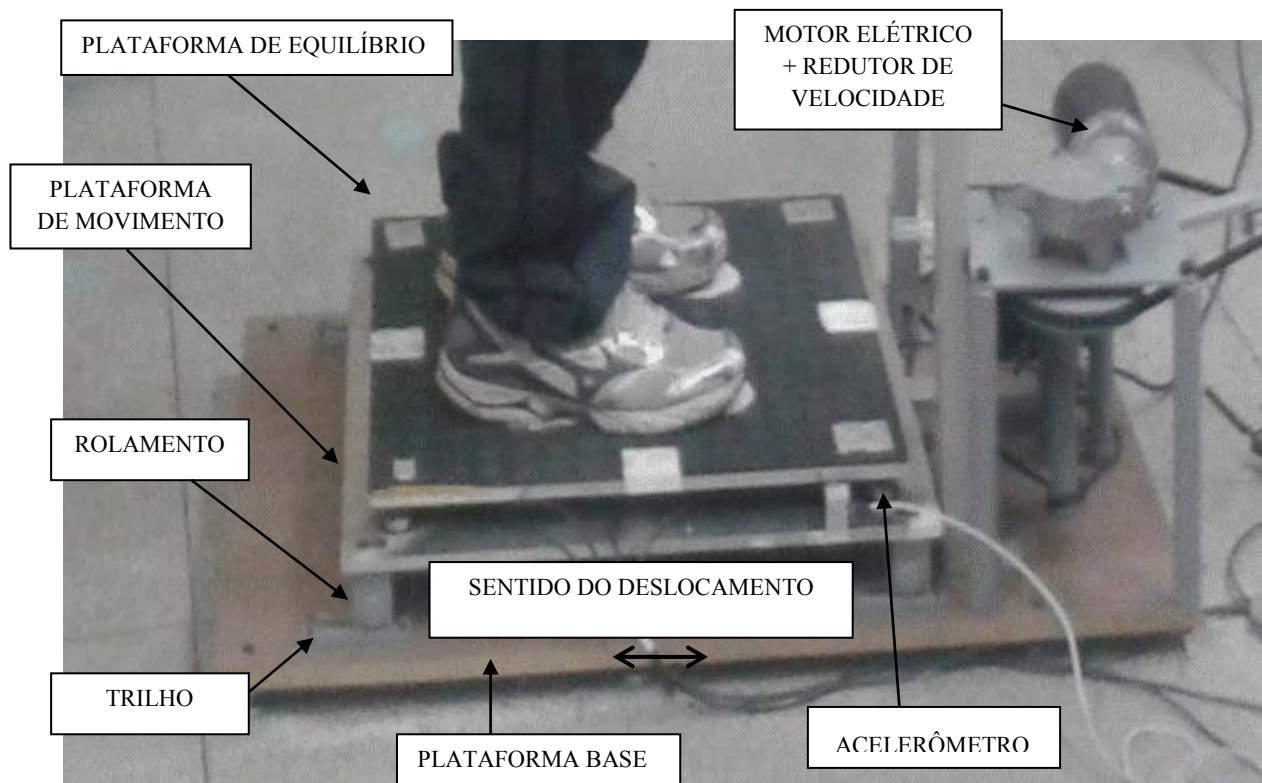
Por estes motivos, foi decidido desenvolver uma plataforma oscilante com movimentos antero-posterior com a finalidade de simular apenas os movimentos de aceleração e desaceleração nas forças correspondentes geradas nos transportes coletivos.

Os ensaios foram realizados dentro do laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia, onde o ambiente é controlado, livre das influências climáticas ou imprevistas.

O equipamento desenvolvido tem por objetivo simular a partida ou parada brusca de um veículo do sistema de transporte coletivo, tipo trem, metrô ou ônibus por meio de aceleração e desaceleração controlada .

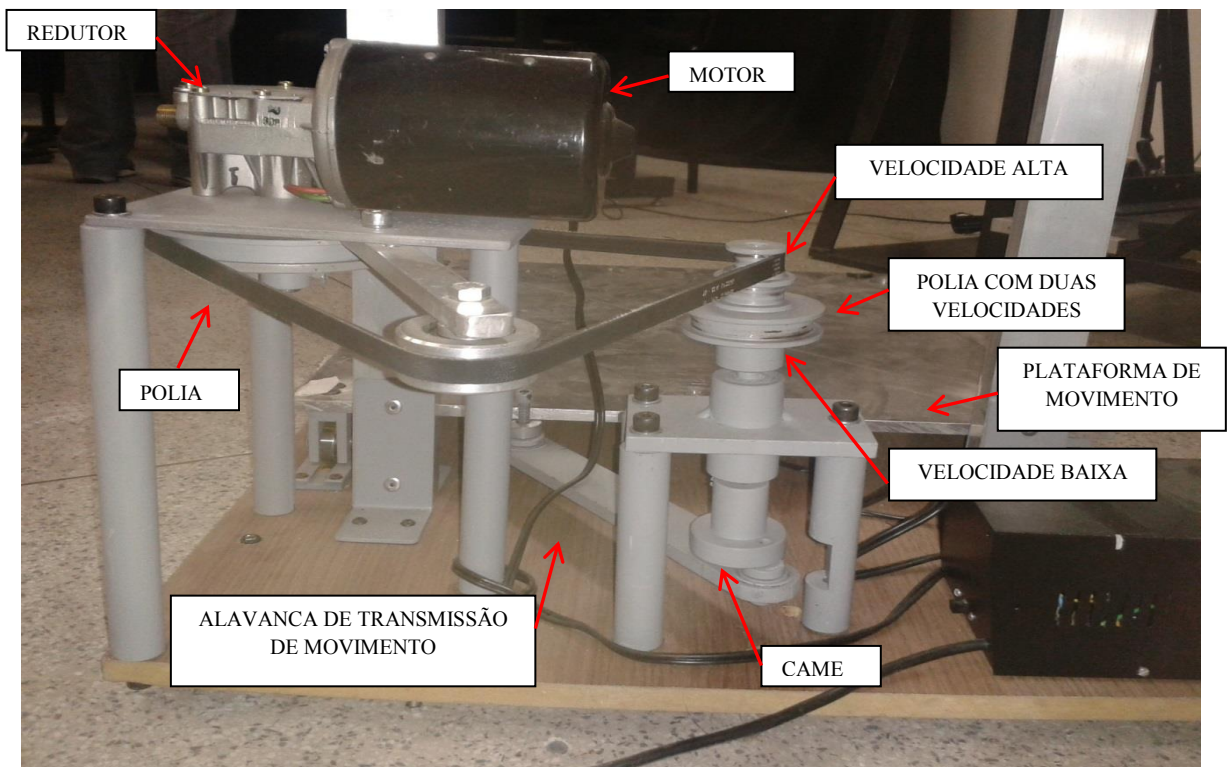
Uma plataforma desenvolvida neste trabalho consiste em uma placa de alumínio de dimensões 600 x 600 mm com espessura de 10 mm, com 4 rolamentos e estes instalados sob a plataforma apoiado em 4 seguimentos de trilho fixos em uma base de madeira, que suporta todo o conjunto. Como acionador da plataforma foi utilizado um motor elétrico de corrente contínua com redutor marca Bosch, modelo EFP de 24V, 78,5 W, torque nominal 10 Nm, velocidade nominal 75 min⁻¹. A potência do moto-redutor foi transmitido por um sistema de cames com alavanca conectado à plataforma, sendo o comprimento de deslocamento da alavanca ajustável, para alterar os cursos, as velocidades, e as acelerações dos movimentos oscilatórios da plataforma. A figura 6, apresenta a imagem de plataforma oscilante com movimentos antero-posterior.

Figura 6 - Imagem do Conjunto da Plataforma Oscilante.



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 7 - Imagem do Módulo do Acionamento da Plataforma Oscilante, com Duas Velocidades.



Fonte: (COSTA, 2013)

O sistema Motor/Redutor/Polia e correia servem para movimentar as polias de duas velocidades e seu eixo.

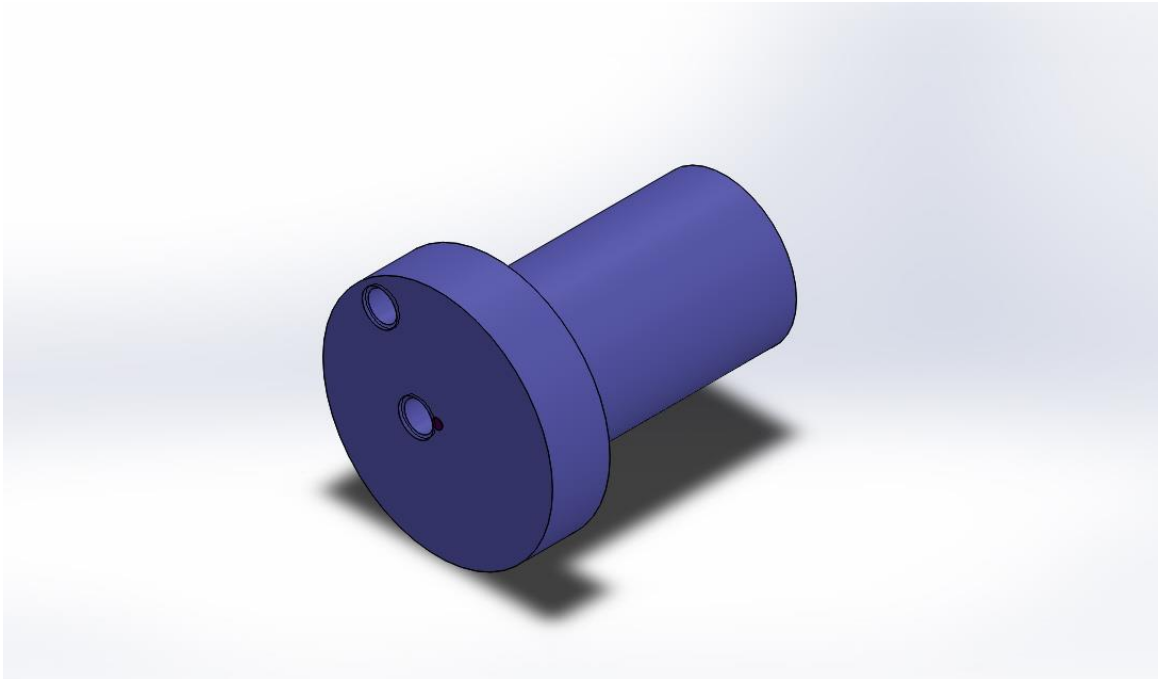
A velocidade do motor é sempre constante, as duas velocidades são conseguidas através de duas polias menores que tem diferentes diâmetros. São as velocidades que chamamos de alta e baixa. Cada uma gera respectivamente picos de aceleração de 2,0g e 0,6g aproximadamente, com os indivíduos em cima da plataforma.

A figura 8 apresenta o desenho do came em detalhe, instalada no mesmo eixo das polias de velocidade, ver figura 7.

Na figura 9 pode-se ver a posição da alavanca para obter o deslocamento de 30 mm, mostrada na figura 7.

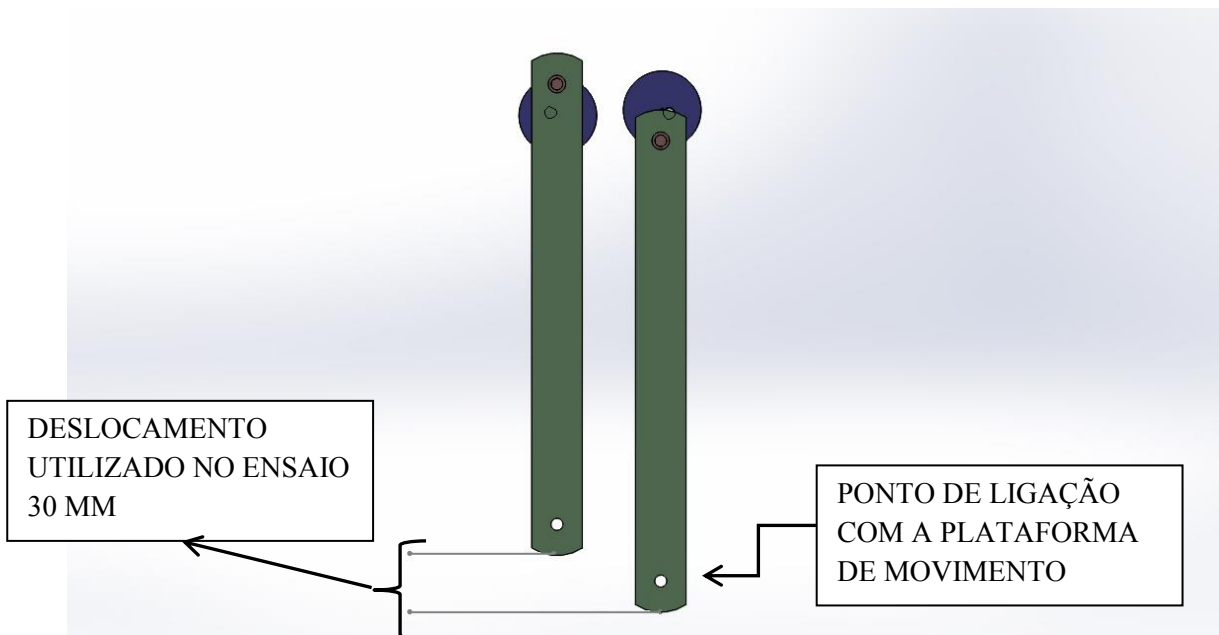
Desta forma consegue-se obter o deslocamento da plataforma no sentido a-p com as duas velocidades.

Figura 8 - Desenho do Came



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 9 - Desenho ilustrativo do movimento longo do came com alavanca, mostrando como a plataforma se desloca.



Fonte: (COSTA, 2013)

No experimento foram utilizadas duas velocidades, abaixo descritas.

- A primeira gera (velocidade baixa) um pico médio de aceleração de 0,6 g, esta simula as acelerações médias de um veículo de transporte coletivo (de New York-USA: site do fabricante de vagões do metrô).

-A segunda (velocidade alta) gera um pico médio de aceleração de 2,0g, esta simula aceleração máxima sugerida pelo fabricante de vagões do metrô (de New York-USA: site do fabricante).

-O comprimento do curso de deslocamento é de 30mm (ver desenho ilustrativo, figura 9).

O efeito dos deslocamentos dos indivíduos nestas condições são sempre desequilibrantes, tanto na aceleração de 0,6g como na de 2,0g.

Sobre a plataforma de movimento foi instalada uma plataforma de equilíbrio, desenvolvida no laboratório de Biomecânica.

As células de carga utilizadas na plataforma de equilíbrio foram ligadas de forma independente ao coletor de dados, cada uma em um canal, de forma que cada célula poderá ser analisada de forma independente.

A plataforma de equilíbrio consiste em: células de carga são do tipo *bending beam*, com formato binocular, próprias para leitura de forças verticais aplicadas diretamente ao ponto de carga. Foram fabricadas em aço inox SAE 630, com tratamento térmico de têmpera e revenimento de dureza final em torno de 44 HRC. Foram utilizados 4 extensômetros da Micro Measurements, modelo J2A-060-S036-350, mais um sensor de Níquel de 70 omhs, para controle de temperatura, tornando-a apta a operar em uma variação de temperatura de 5 a 35°C, sem desvio do sinal de saída. A capacidade de cada uma é de 900N, com sinal de saída de 2 mV/V, formando assim a capacidade total da plataforma de 3600N.

A plataforma foi fabricada com uma chapa de alumínio 5052 de dimensões de 500x500mm. Cada célula de carga foi diretamente aparafusada em cada um dos vértices da plataforma e apoiada em 4 pés articulados por esferas.

Para coletar os dados da Plataforma de Equilíbrio foi utilizado um coletor de dados QUANTUM, modelo MX840A da marca HBM. sendo o software utilizado para coleta o CatmamEasy-AP, também da HBM.

Foi utilizado também um sensor de aceleração, da marca SILICON DESIGNS, INC., Modelo: 2210-025; Tipo Capacitivo; Escala: ± 25 G; Frequência: 0-1000 Hz; Sensibilidade: Modo Diferencial = 160 mV/g, Modo Single-Ended = 80 mV/g; tensão de saída nominal informada pelo fabricante = 2.5 V, para medir a aceleração da plataforma no instante do ensaio.

Segue abaixo as células de carga e acelerômetro ligados aos correspondentes canais:

LP 60HD – canal 1 – 50HZ – Filtro *Bessel Lowpass* – Tensão de Alimentação 2,5 V.

LP 61HD – canal 2 – 50HZ – Filtro *Bessel Lowpass* – Tensão de Alimentação 2,5 V.

LP 63HD – canal 3 – 50HZ – Filtro *Bessel Lowpass* – Tensão de Alimentação 2,5 V.

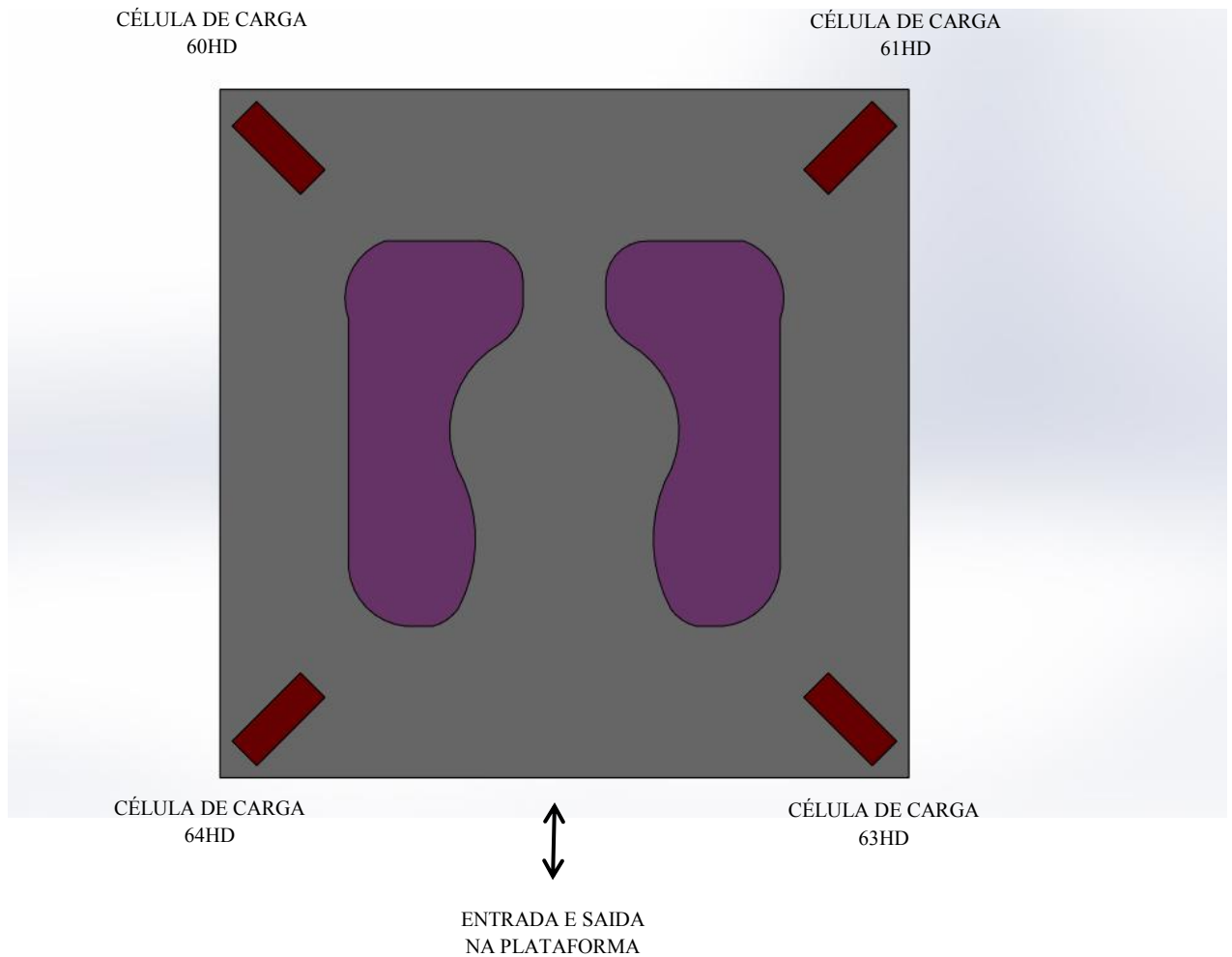
LP 64HD – canal 4 – 50HZ – Filtro *Bessel Lowpass* – Tensão de Alimentação 2,5 V.

Acelerômetro – canal 0 - 2400HZ – sem filtro.

Os valores obtidos em cada canal foram coerentes com a carga aplicada, no caso 400N, cada canal indicou uma carga de 100,0 N por canal, com uma incerteza de ± 2 N.

A disposição das células de carga na plataforma seguiu as seguintes posições:

Figura 10 – Esquema da plataforma com a disposição de cada célula de carga e dos pés.



Fonte: (COSTA, 2013)

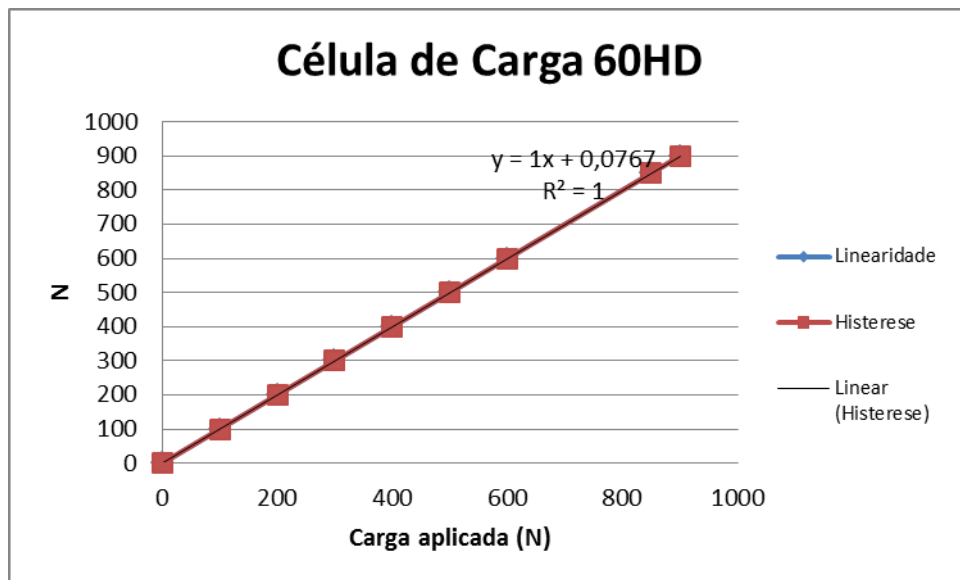
Observe na figura 10 que há somente um lado para subir e descer da plataforma, de maneira que as células de carga 60HD e 61HD estarão sempre lendo a força exercida predominantemente pelas pontas dos pés (direção anterior), enquanto as células de carga 63HD e 64HD estarão sempre lendo as forças exercidas pelos calcanhares (direção posterior). Ainda pode-se observar em qual pé o indivíduo mais se apoia, bem como, se o calcanhar ou a ponta dos pés.

3.5 CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA DE FORÇA E EQUILÍBRIO

Os ensaios de cada célula de carga foram realizados em laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia da UNESP com pesos padrões conhecidos.

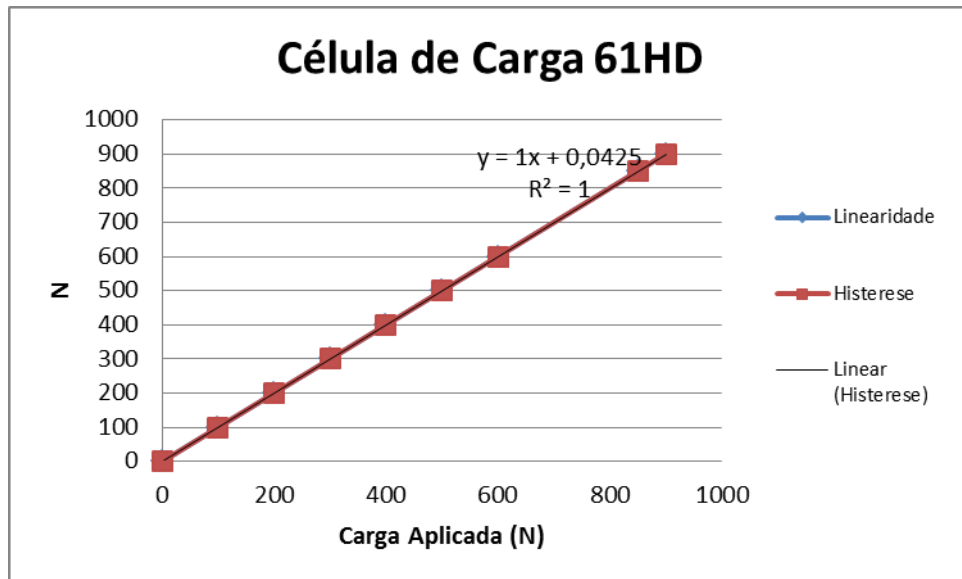
A plataforma foi ainda ensaiada com pesos padrões, colocados ao centro da plataforma e em seguida foram avaliados os sinais de cada célula de carga. Cada célula de carga foi conectada ao coletor de dados Quantum, onde cada uma foi programada em um canal do coletor, contendo na programação o ganho em m/V de cada célula de carga, seu número de série e resistência do circuito da ponte. Como podem ser observadas nas figuras de 11 a 14, as células de carga apresentam uma linearidade e histerese perfeitas para o ensaio, com erros inferiores de 200 gramas.

Figura 11 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 60HD



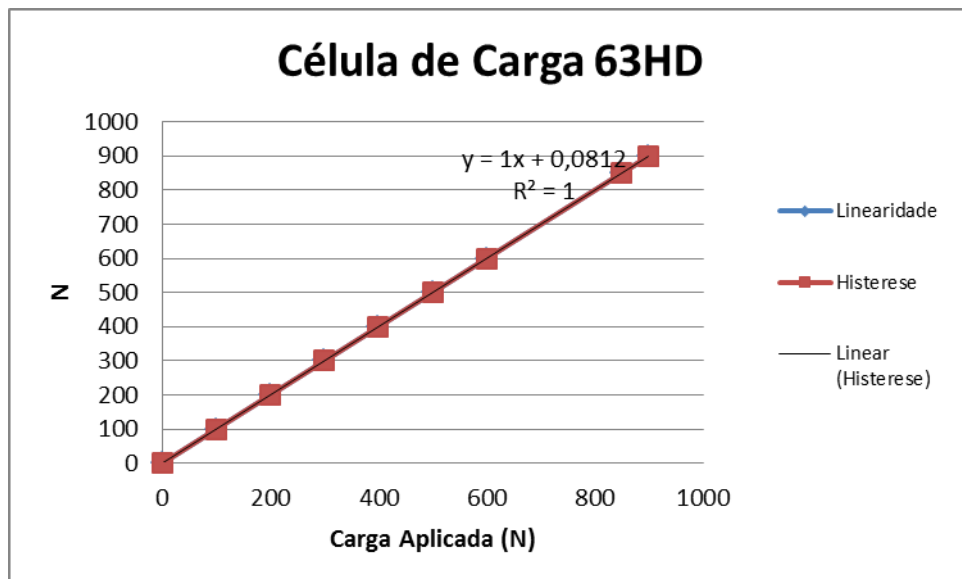
Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 12 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 61HD



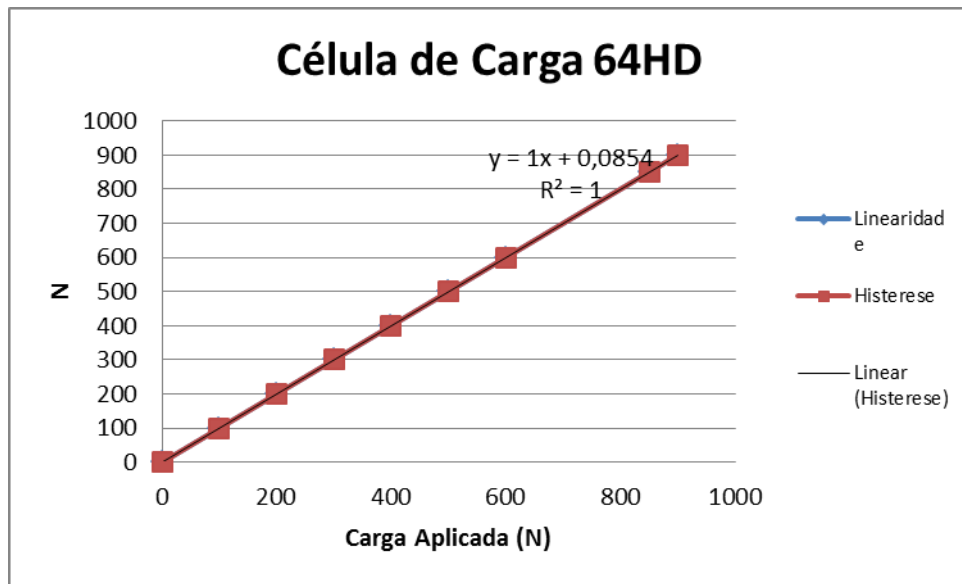
Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 13 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 63HD



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 14 - Gráfico da curva de calibração das células de carga 64HD



Fonte: (COSTA, 2013)

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os gráficos do anexo A apresenta os resultados das oscilações sofridas por cada indivíduo, desde o momento em que ele sobe na plataforma, tempo para estabilidade ereta estática, do início do movimento da mesma, o final do movimento e a descida da plataforma.

Foram realizadas duas diferentes combinações de ensaios:

- 1- Velocidade baixa com curso 30 mm,
- 2- Velocidade alta com curso 30 mm
- 3- Os dados de sinais de cada sujeito em resposta temporal encontra-se no Anexo A.
- 4- Os dados foram coletados somando-se as forças lidas nas células de carga 60HD + 61HD, ponta dos pés, e as células de carga 63HD + 64HD lendo as forças do calcânhares.

Os valores dos picos de aceleração e forças de reações verticais nas pontas dos pés e nos calcânhares foram extraídos pelos gráficos de curvas temporais de cada sujeito, como exemplo o da figura 15. Todos os demais dados encontram-se no anexo A.

Os gráfico da figura 15 mostram respectivamente:

- 1 – O primeiro gráfico mostra aceleração no momento em que a plataforma inicia o seu movimento até o término deste. É possível ver esta sincronicidade do movimento com o gráfico 2.
- 2 – - O segundo gráfico (detalhe “a”, figura 16 e 17) mostra inicialmente a plataforma vazia (sem carga), o indivíduo subindo na plataforma, e dado um tempo de alguns segundos para o indivíduo encontrar uma posição confortável e permanecer em posição ereta e estática.
 - O movimento se inicia (detalhe “b”, figura 18), mostrando o desequilíbrio imediato ao início do movimento.
 - Após, as curvas (detalhe “c”, figura 19) mostram o indivíduo entrando em equilíbrio.
 - O movimento da plataforma cessa (detalhe “d”, figura 20) e o indivíduo apresenta outro desequilíbrio, após ele desce da plataforma, e esta volta ao repouso inicial.

3 - O terceiro gráfico mostra o detalhe “b” do início do desequilíbrio do indivíduo quando a plataforma entra em movimento.

4 - O quarto gráfico mostra o detalhe “d” do novo desequilíbrio do indivíduo quando a plataforma pára o movimento.

Figura 15 - Exemplo de curvas temporais obtidas para aceleração, forças de reações verticais.

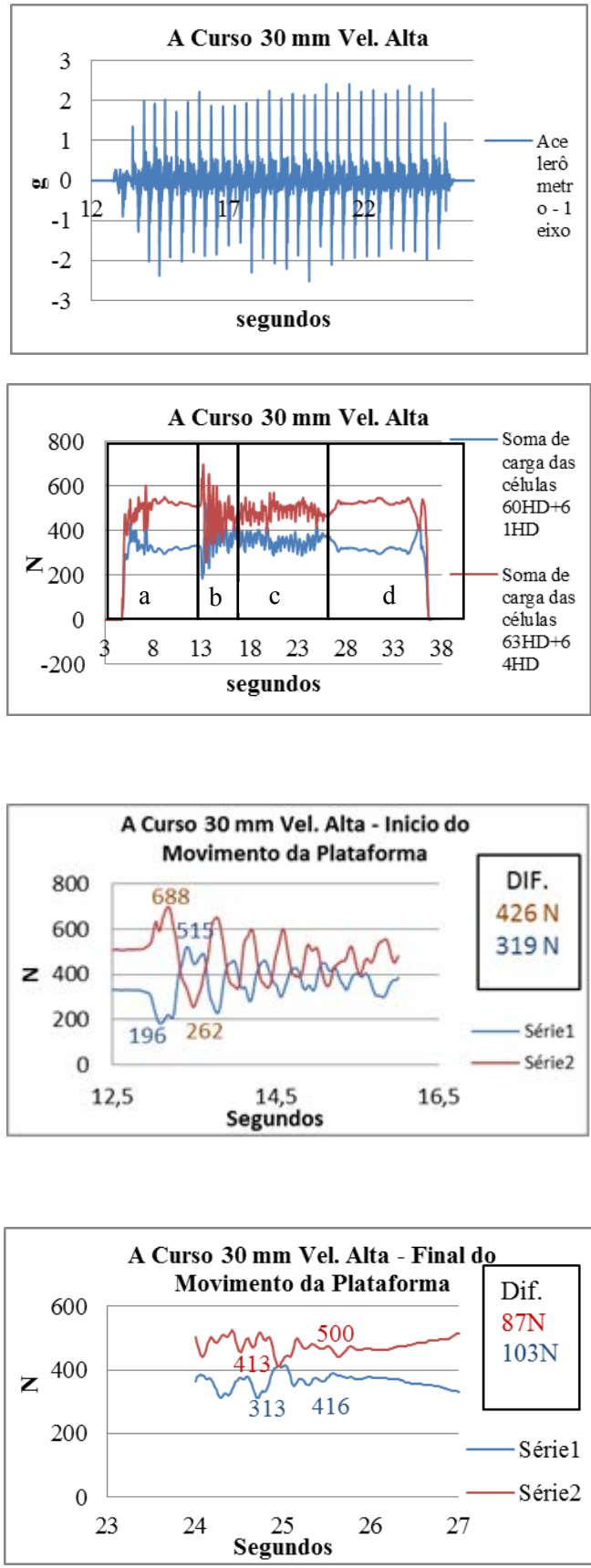
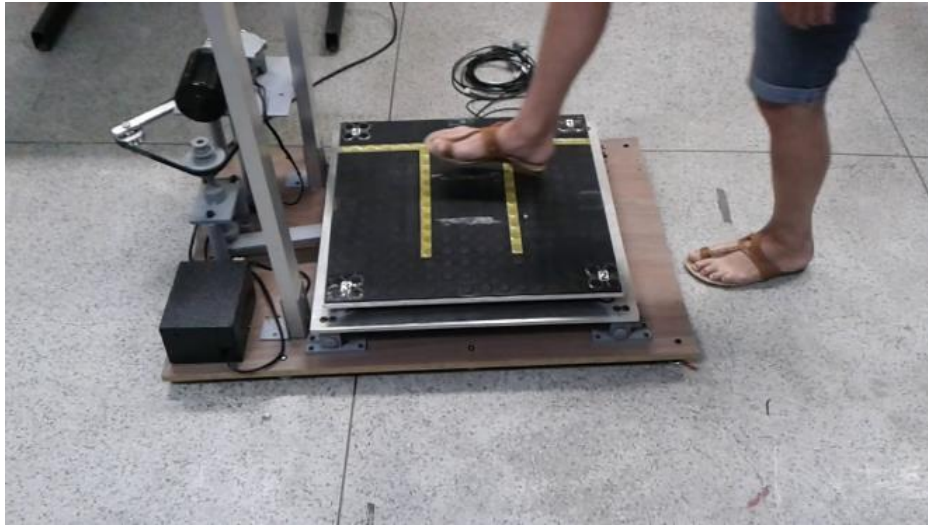


Figura 16 – Segundo gráfico da Figura 15, item “a”. Indivíduo subindo na plataforma de movimento (plataforma sem movimento).



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 17 – Segundo gráfico da Figura 15, item “a”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento (plataforma ainda sem movimento).



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 18 – Segundo gráfico da Figura 15, item “b”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento (plataforma inicia o movimento).



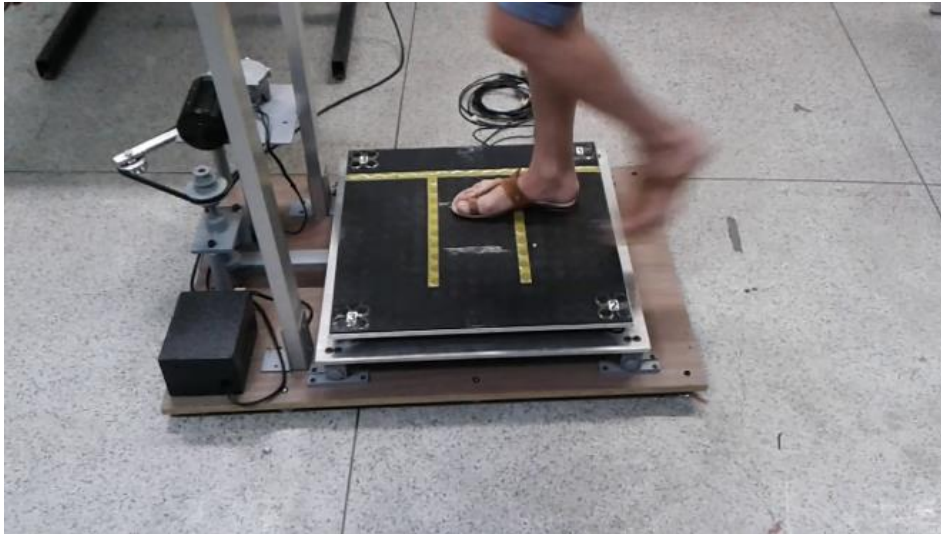
Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 19 – Segundo gráfico da Figura 15, item “c”. Indivíduo em posição ereta estática em cima da plataforma de movimento, (plataforma em movimento), o indivíduo consegue o um novo equilíbrio.



Fonte: (COSTA, 2013)

Figura 20 – Segundo gráfico da Figura 15, item “d”. Plataforma para o movimento, e o indivíduo desce da plataforma.



Fonte: (COSTA, 2013)

Os resultados dos picos de aceleração do início e fim do movimento da plataforma encontram-se nos gráficos abaixo.

Figura 21 - Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no início de movimento da plataforma em velocidade baixa para sujeitos A,B,C...,M.

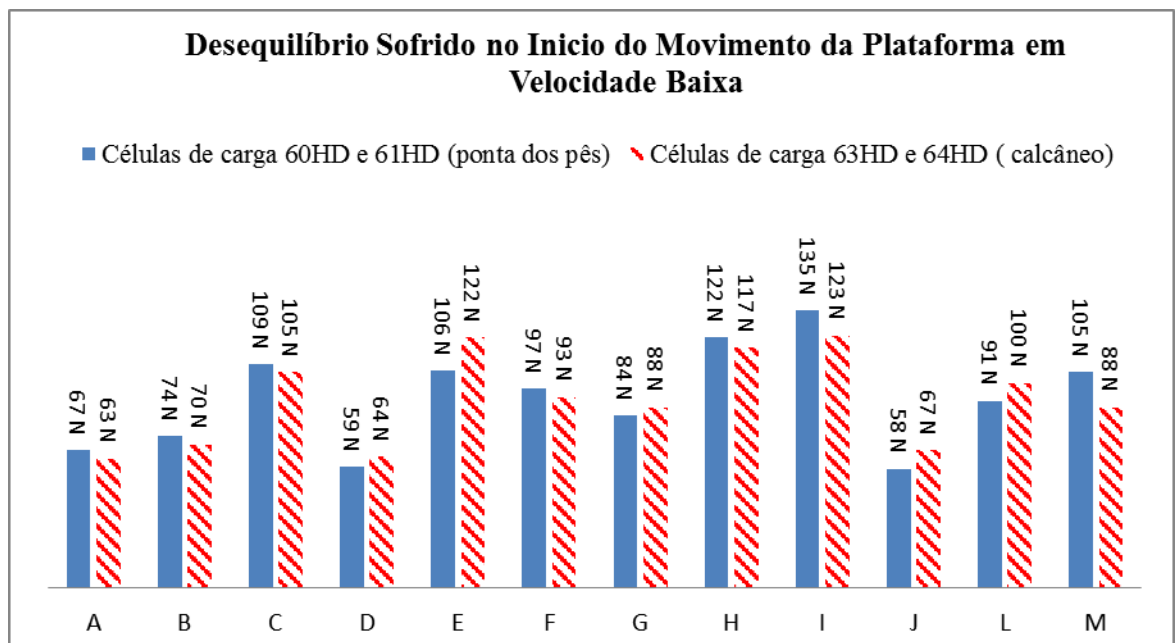


Figura 22 - Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no início de movimento da plataforma em velocidade alta para sujeitos A,B,C...,M.

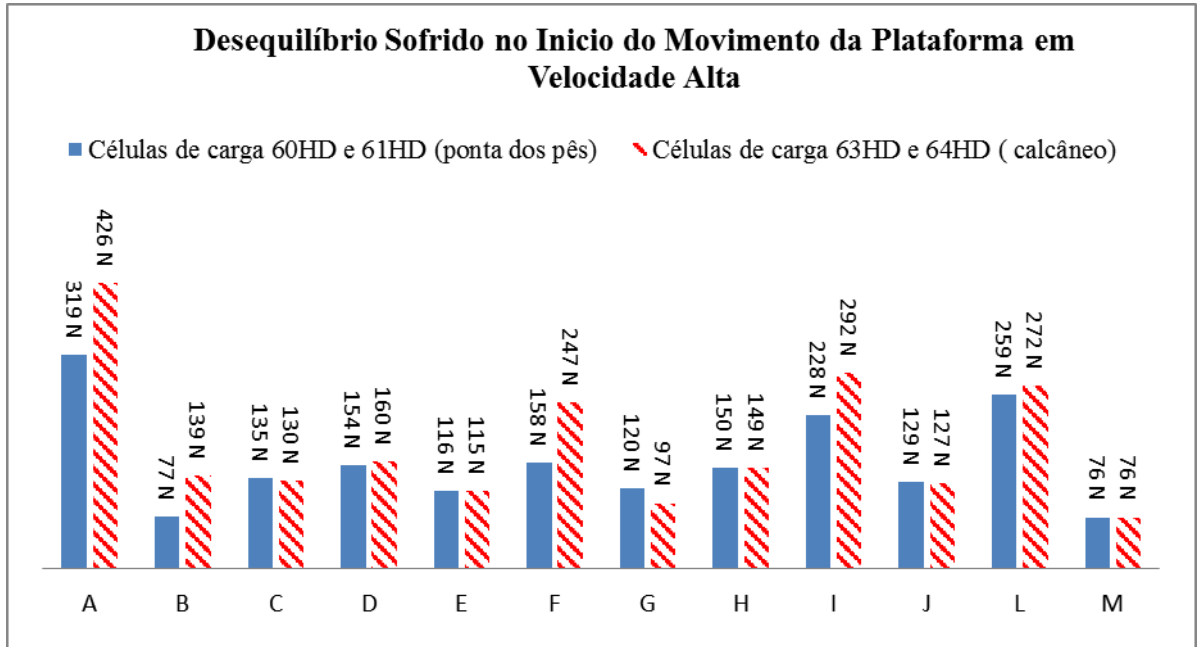


Figura 23 - Registro de diferenças de forças de reações entre as velocidades baixa e alta nas pontas dos pés em azul e no calcanhar em vermelho, considerando os pesos de cada indivíduo (normalizado), no início de movimento da plataforma para sujeitos A, B, C,, M.

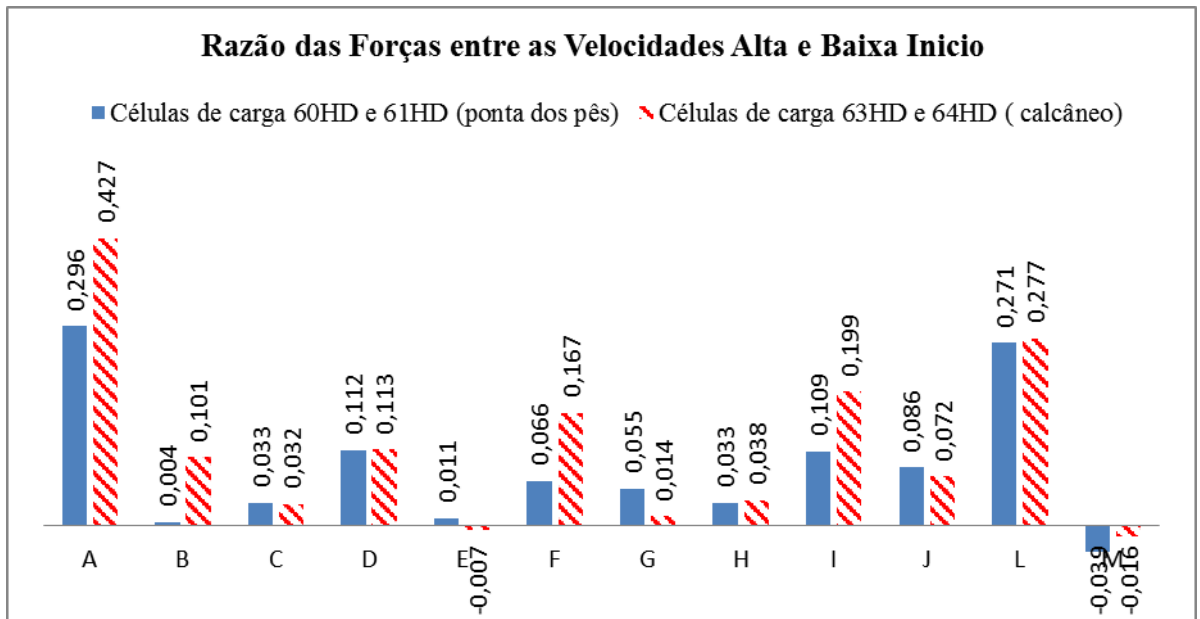


Figura 24 - Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no final de movimento da plataforma em velocidade baixa para sujeitos A,B,C...,M.

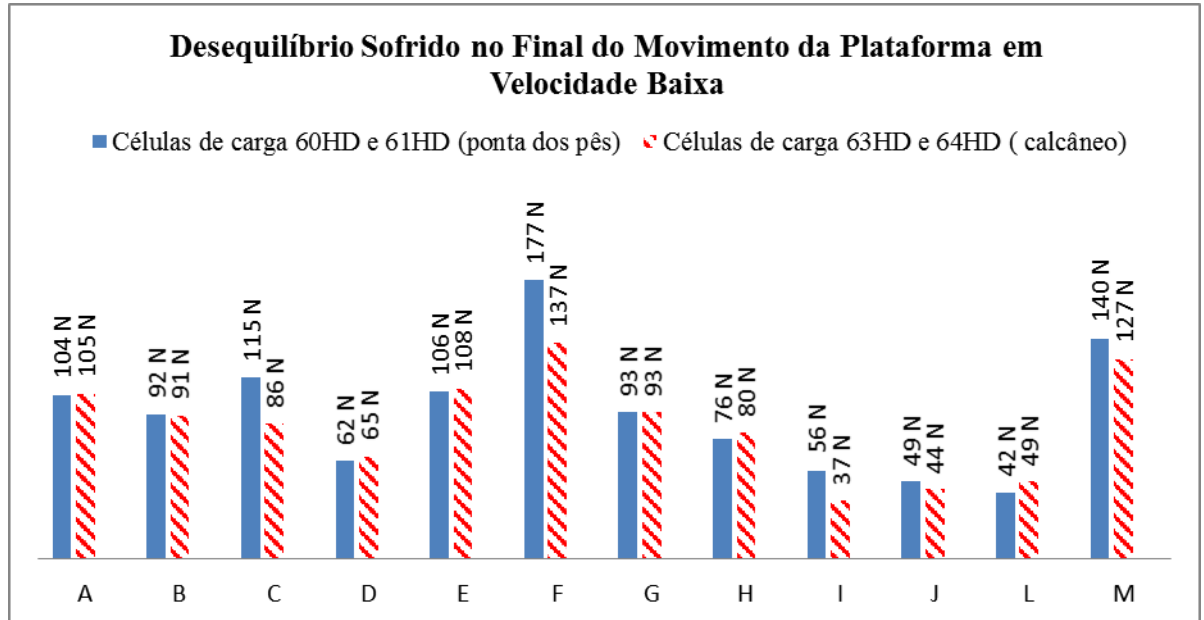


Figura 25 - Registros de forças de reações máximas nas pontas dos pés, azul, e nos calcanhares, vermelho, no final de movimento da plataforma em velocidade alta para sujeitos A,B,C...,M.

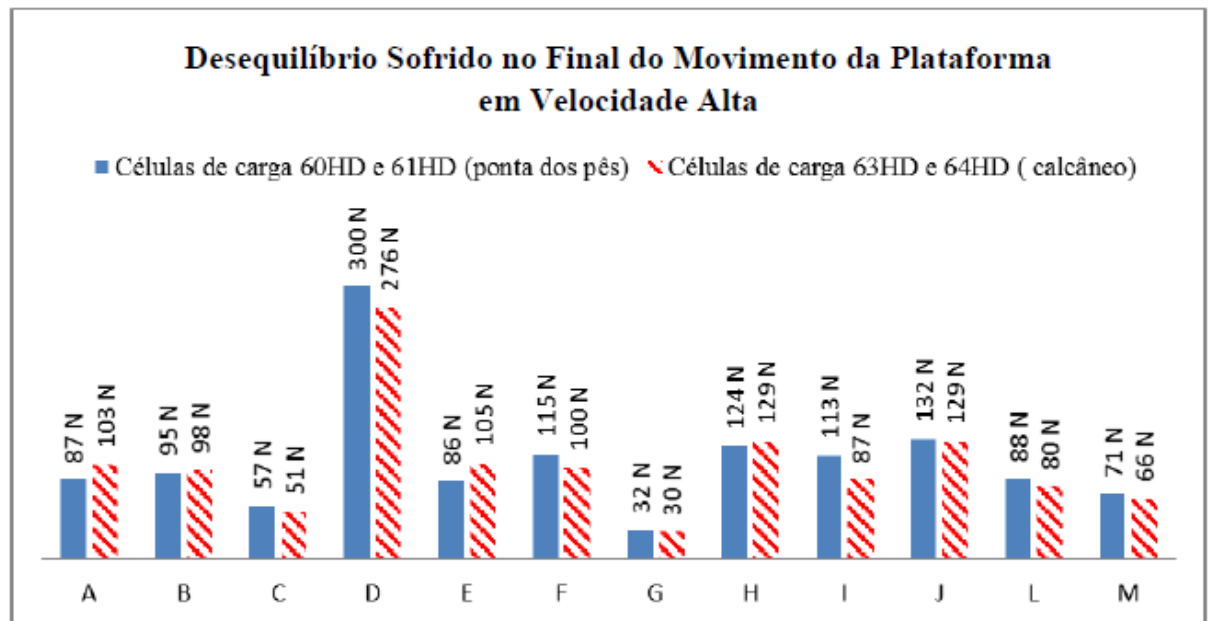
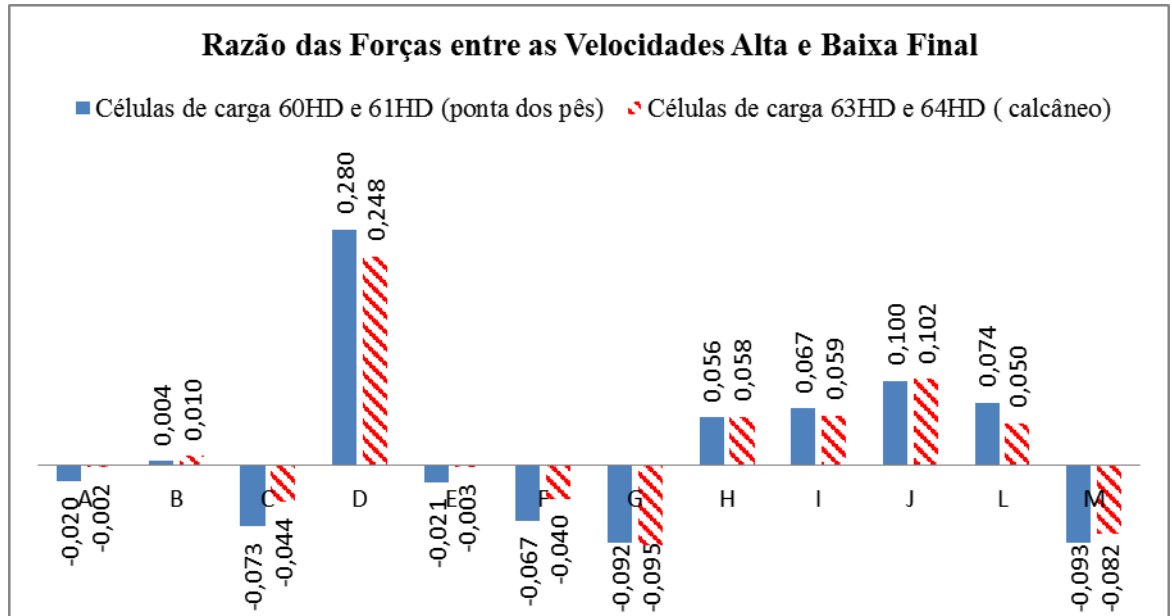


Figura 26 - Registro de diferenças de forças de reações entre as velocidades baixa e alta nas pontas dos pés em azul e calcanhar em vermelho, considerando os pesos de cada indivíduo (normalizado), no final de movimento da plataforma para sujeitos A, B, C,..., M.



Como foi mencionado no item 2.4, o movimento antero-posterior do corpo humano pode ser representado em modelo do pêndulo invertido. Com base na figura 4 que representa um movimento oscilatório na postura ereta e estática, um modelo semelhante, porém, considerando postura ereta e dinâmica pode ser representado na figura 5. Neste modelo do pêndulo vê-se que o sistema de apoio nos pés são divididos com a carga concentrada nas pontas dos dedos e nos calcanhares e a localização do COP dependem destas forças.

Para manter o controle postural inicial, anterior ao movimento oscilatório, o indivíduo oscila para frente ou para trás com direções opostas ao sentido de movimento para conseguir equilibrar trocando apoio nas pontas dos pés para calcanhares.

Neste estudo não foi realizado a análise da distribuição de força entre os pés direito e esquerdo ou pernas dominante e não dominante, mas existe um relato com maiores forças de reações nos pés dominante, (DUARTE, 2000).

Cada indivíduo obteve um comportamento diferente do outro, mostrando que as influências dos sistemas sensorial (somatossensorial, visual e vestibular), atuam de maneira diferente.

Os resultados de respostas temporais em forças de reações de cada sujeito, observados como da figura 15, apresentaram as mesmas tendências para todos os sujeitos que participaram nos ensaios, quando a plataforma inicia o seu movimento acontece o maior desequilíbrio, porém, a intensidade de desequilíbrio depende de fatores individuais.

Na sequência do movimento, posterior ao início do movimento, a intensidade do desequilíbrio tende a diminuir ajustando seu corpo ao movimento oscilatório da plataforma com sistema sensorial ativado.

Com a realização destas medidas em laboratório, pode-se quantificar o esforço de uma maneira controlada, e ter dados mais confiáveis para o entendimento do experimento, contribuindo para o futuros projetos do sistema de transporte, e consequente melhoria da saúde de cada usuário.

Os valores extraídos dos gráficos de reações verticais da plataforma de equilíbrio figuras 21 e 22, mostram os maiores devios de equilíbrio que os indivíduos sofreram quando do início do movimento da mesma. As acelerações registradas foram respectivamente $\pm 0,6g$ e $\pm 2,0g$.

Pode-se observar pelas figuras 21 e 22, que o comportamento não foi homogêneo entre os indivíduos, vez que cada um teve comportamento diferente na tentativa da manutenção do equilíbrio. Como exemplo o sujeito “T” teve maiores reações registradas em velocidade baixa, enquanto que na alta o desequilíbrio foi menor. O sujeito “A” teve um desequilíbrio baixo registrado em velocidade baixa, apresentando maior desequilíbrio em velocidade alta, mostrando a complexidade do comportamento do sistema de manutenção de equilíbrio do corpo humano.

Os registros de diferenças de forças de reações entre as velocidades baixa e alta nas pontas dos pés, azul e calcanhar, vermelho, no início de movimento da plataforma, mostram que para cada indivíduo há um tipo de reação e controle motor, figura 23 (dados normalizado), alguns com maiores dificuldades de controle que outros, apesar de serem todos indivíduos jovens e saudáveis.

Vemos, também, que em alguns casos as diferenças são até negativas, mostrando que mesmo em velocidades baixas os desequilíbrios podem ser maiores que em altas velocidades.

O que nos leva a concluir uma vez mais, que o sistema somatossensorial, visual, vestibular e músculo esquelético, tem uma grande influência na manutenção do equilíbrio, e que para diferentes pessoas há diferentes reações.

De posse dos dados acima foi feito uma análise do Desvio Padrão dos dados coletados para o início do movimento da plataforma.

4. 1 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DO INÍCIO DO MOVIMENTO DA PLATAFORMA.

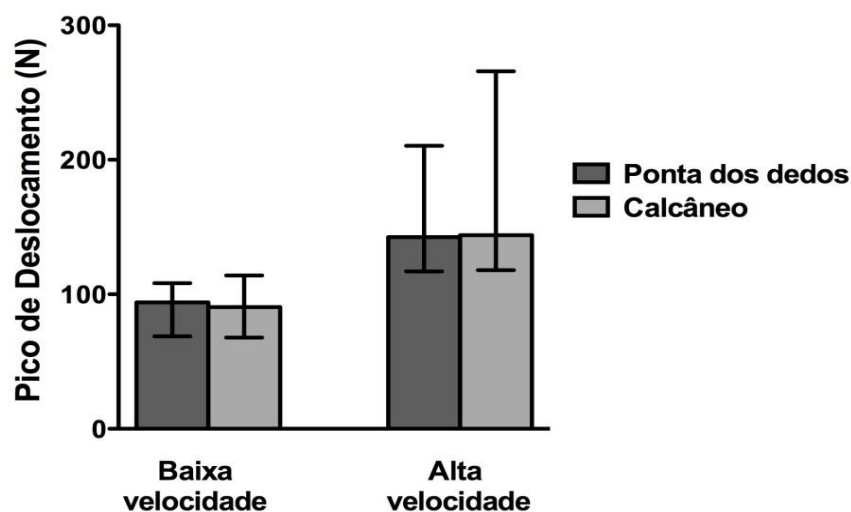
A distribuição Gaussiana dos dados foi verificada pelo teste Shapiro-Wilk que não demonstrou distribuição simétrica para todos os dados coletados em baixa e alta velocidade, para o início do movimento da plataforma. Dessa forma, foi utilizado o teste de Mann Witney para as comparações múltiplas, considerando um nível de significância de $p < 0.05$.

Todas as análises foram realizadas por meio do software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, U.S.A).

Tabela 4 - Mediana e interquartil [25-75%] do pico de deslocamento (N) verificado em velocidade baixa e alta, na ponta dos dedos dos pés e no calcâneo.

	Velocidade	
	Baixa	Alta
Ponta dos pés	94,00 [68,75-108,25]	142,50[117-210,50]
Calcâneo	90,50 [67,75-114,00]	144,00[118-265,75]

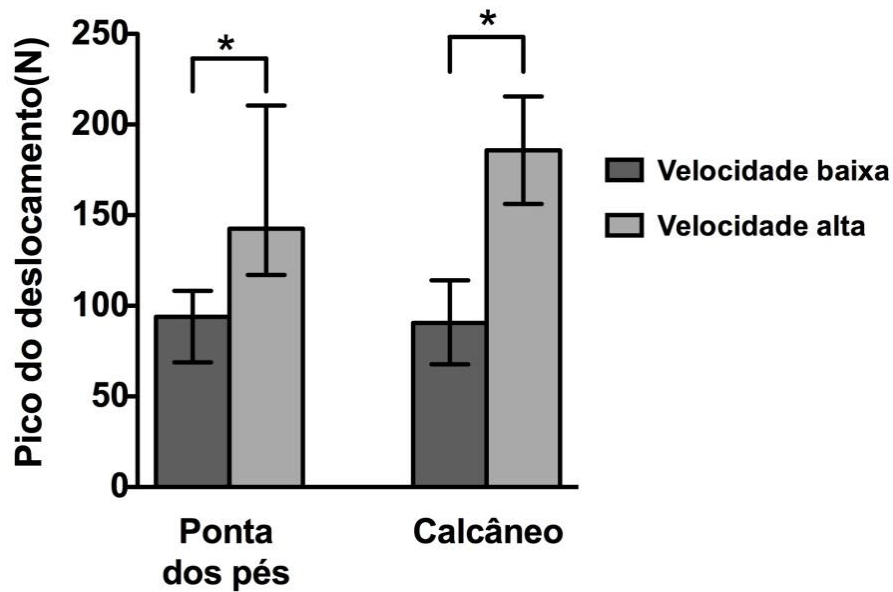
Fig. 27 - Comparação da mediana (interquartil: 25-75%) entre os picos de deslocamento temos a amplitude verificados entre a ponta dos pés e o calcâneo no início do movimento da plataforma em duas velocidades de oscilação: baixa e alta.



O gráfico nos mostra que praticamente não houve diferenças da distribuição de forças entre a ponta dos dedos e o calcâneo, tanto para baixa e alta aceleração.

Mas os valores dos picos de deslocamento entre os dedos dos pés e calcâneo foi considerável para aceleração baixa e alta, mostrando o esforço que o corpo tem que fazer para manutenção do equilíbrio.

Fig. 28 - Influência do início do movimento da plataforma nas velocidades (baixa e alta) no pico de deslocamento (amplitude) [mediana e interquartil (25-75%)] observado na ponta dos pés e no calcâneo. * Demonstra diferença estatística significativa (Teste de Mann Witney: $p < 0.001$).



O gráfico da figura 27 mostra que a comparação dos desvios dos dedos e calcâneo entre as duas velocidades, mostram que a diferença é da ordem de 50% para os dedos dos pés e de 100% para o calcâneo. O indivíduo tem que neste caso fazer o dobro de esforço para restabelecer o equilíbrio.

4. 2 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS NO FINAL DO MOVIMENTO DA PLATAFORMA.

A distribuição Gaussiana dos dados foi verificada pelo teste Shapiro-Wilk que não demonstrou distribuição simétrica para todos os dados coletados em baixa e alta velocidade no final do movimento da plataforma. Dessa forma, foi utilizado o teste de Mann Witney para as comparações múltiplas, considerando um nível de significância de $p < 0.05$.

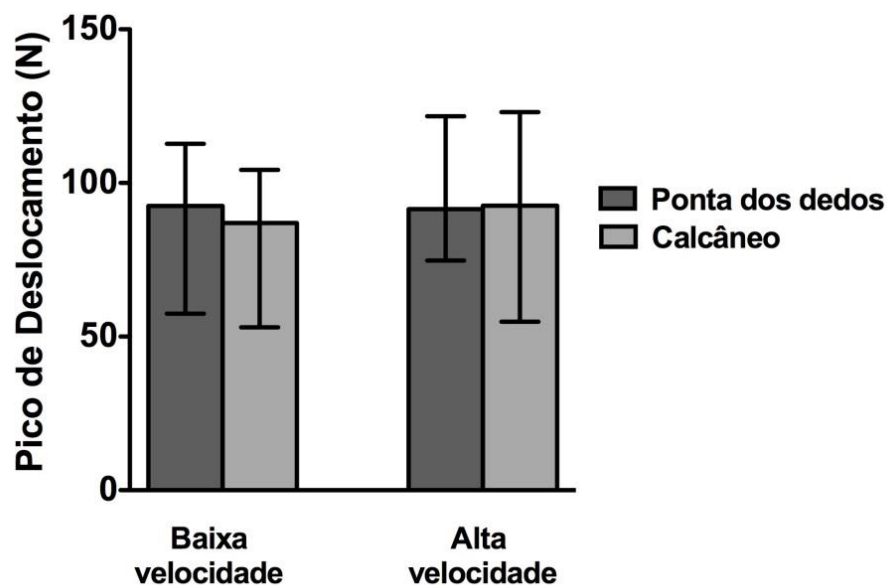
Todas as análises foram realizadas por meio do software SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, U.S.A).

Resultado final do movimento da plataforma

Tabela 5 - Mediana e interquartil [25-75%] do pico de deslocamento (N) temos a amplitude verificado em velocidade baixa e alta, na ponta dos dedos dos pés e no calcâneo.

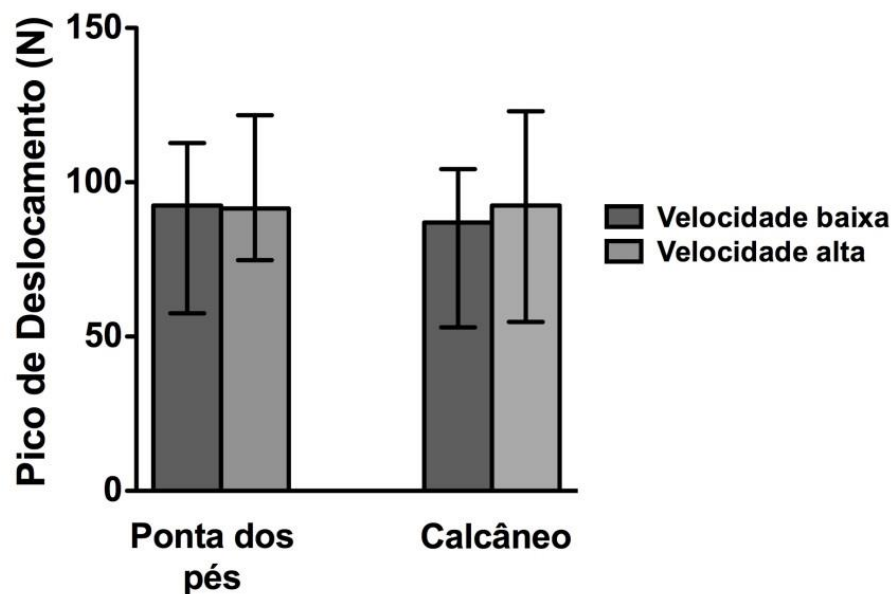
	Velocidade	
	Baixa	Alta
Ponta dos pés	92,52 [57,5-112,81]	91,53[74,75-121,83]
Calcâneo	87,89 [53,75-104,33]	92,52[54,75-123,32]

Fig. 29 - Comparação da mediana (interquartil: 25-75%) entre os picos de deslocamento verificados entre a ponta dos pés e o calcâneo em duas velocidades de oscilação: baixa e alta



Os resultados do gráfico 28, mostram que no fim do movimento da plataforma, praticamente não há diferença entre as acelerações baixa e alta, como se o indivíduo não sentisse as diferenças.

Fig. 30 - Influência da velocidade (baixa e alta) no pico de deslocamento temos a amplitude [mediana e interquartil (25-75%)] observado na ponta dos pés e no calcâneo. * Demonstra diferença estatística significativa (Teste de Mann Witney: $p < 0.001$).



Observamos que as diferenças do desequilíbrio observadas no início do movimento da plataforma, não se repetiram no fim do movimento, valores de pico diminuíram em torno de 50 %, e as diferenças entre as duas acelerações para a pontas dos pés e calcâneo foram praticamente iguais.

5. CONCLUSÕES

O modelo de simulação proposto neste trabalho apresentou uma significativa diferença no comportamento do equilíbrio postural ereto, comparado com o modelo estático.

Em termos de força de reação vertical nas pontas do pé e do calcâneo, a velocidade baixa não apresentou desequilíbrio de forças, e as diferenças coletadas foram inferior a 5%.

No entanto para altas velocidades com aumento da reação em 50% em relação a baixa velocidade, as variações detectadas foram duas vezes superiores

Os resultados coletados mostraram que os esforços físicos para se manter o equilíbrio no início do movimento da plataforma, são consideráveis, estando na faixa de 90 N de desvio padrão para velocidade baixa e 140 N para velocidade alta, podendo-se considerar respectivamente algo em torno de 12% e 18 % do peso médio dos indivíduos avaliados.

Os dados coletados apresentam, que o controle é feito de modo individual de acordo com o próprio sistema sensorial / músculoesquelético de cada indivíduo.

A tendência de desequilíbrio no final do movimento da plataforma coletado é bem menor, se comparado ao início do movimento da mesma, sendo mais rapidamente controlado, gerando-se, assim, picos de força bem menores, comparados ao inicial.

Observou-se que na aceleração de 2g, no início do movimento da plataforma, o indivíduo “A” teve um desequilíbrio da ordem 50% do seu peso total, mostrando o grande esforço na manutenção do equilíbrio estático que o indivíduo está submetido.

Mesmo quando, em acelerações baixas de 0,6 g (consideradas aceitáveis) os esforços são consideráveis em torno de 12% do peso médio dos indivíduos, o que somado ao número de vezes que este fenômeno se repete, durante um deslocamento de um ponto ao outro do sistema de transporte coletivo, sugerindo-se que, outros estudos sejam realizados nesta área os quais seriam de grande contribuição para uma melhoria no sistema de transporte.

REFERÊNCIAS

- DUARTE, M., FREITAS SANDRA.S 2010 Revisão sobre postulografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio.
- DUARTE, M. Análise extrabiográfica da postura ereta humana quase estática. **Tese de livre docência**, Brasil, Universidade de São Paulo, 2000.
- KANDEL, E.R., SCHWARTZ, J.H., JESSEL, T.M. 1991 Principles of neural Science. **Appleton & Lange**, East Norwalk, Connecticut, 3^aed.
- LATASH, M., GOTTIEB. G. 1990 Hypothesis on the equilibrium point and variability of amplitude, speed and time of single-joint movement (in Russian). **Biofizika**, 35, 870-874.
- LATASH, M.L. 1993 Control of human movement. **Human Kinetics**, Champaign, IL, USA.
- LATASH, M.L. 1997 Neurophysiological basis of human movement. **Human Kinectcs**, Champaign, IL, USA.
- ROTHWELL, J. 1994 Control of human voluntary movement. 2^a ed., **Chapman & Hall**, London, UK.
- SHUMWAY-COOK, A., ANSON, D., HALLER, S. 1989 Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients, **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 70, 755-762.
- SHUMWAY-COOK, A., ANSON, D., HALLER, S. 1989 Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients, **Arch. Phys. Med. Rehabil.** 69, 395-400.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. 1995 Motor Control: Theory and practical applications. Baltimore, **Willians & Wilkins**.
- WINTER, D.A. 1990 Biomechanics and motor controlo f human movement. 2^aed., **John Wiley & Sons**, New York..
- WINTER, D.A. 1995 A.b.C. (Anatomy, Biochanics, and Control) of Balance during Standing and Walking, (**Waterloo Biomechanics**, Waterloo, Ontario).
- WINTER, D.A., PATLA, A.E>, FRANK, J.S. 1990 Assessment of balance control in humans. **Medical Progress throught Technology**, 16, 31-51.
- WINTER, D.A., PATLA, A.E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, F 1998 Stiffness control balance in quiet standing **J. Neurophysiology**, 80, 1211-1221.

ZATSIORSKY. V.M., DUARTE, M. 1999 Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling and trembling components of th stabilogram. **Motor Control**, 3, 28-38.

ZATSIORSKY. V.M., DUARTE, M. 2000 Rambling in quiet standing. **Motor Control**, IN PRESS.

ZATSIORSKY. V.M., KING, D.L. 1998 Na alghoritm for estimating the center of gravity migration from stabilographic recording **J. Biomechanics**, 31, 161-164

Anexo A – Gráficos dos Dados Coletados

FIGURA A1 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO A PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

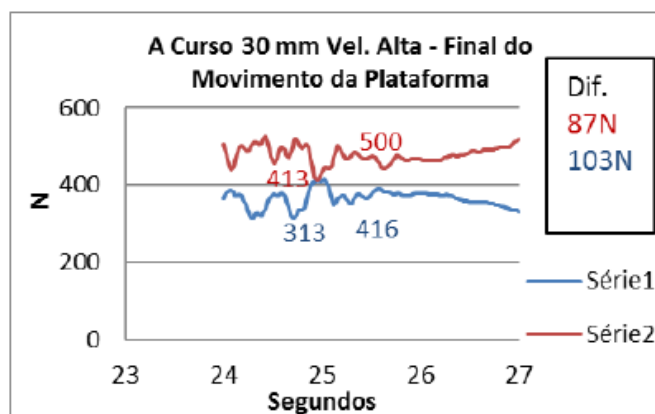
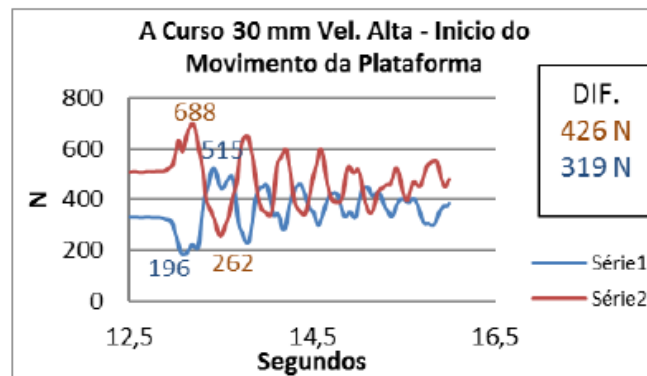
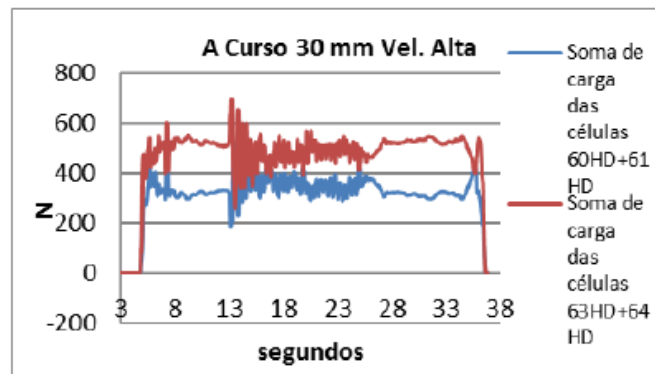
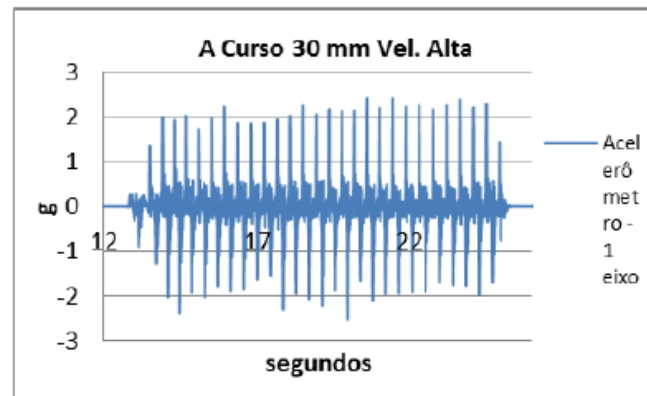


FIGURA A2 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO A PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

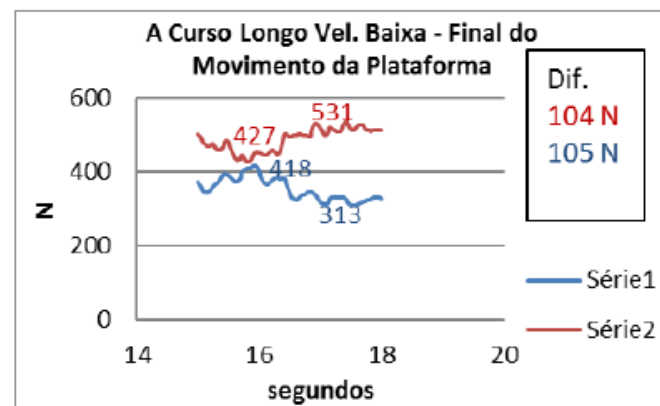
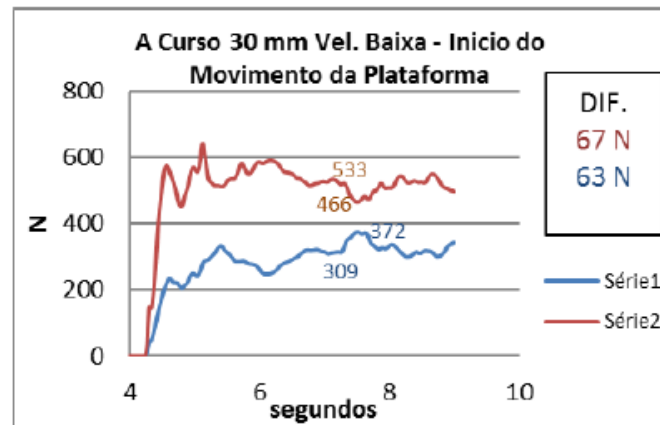
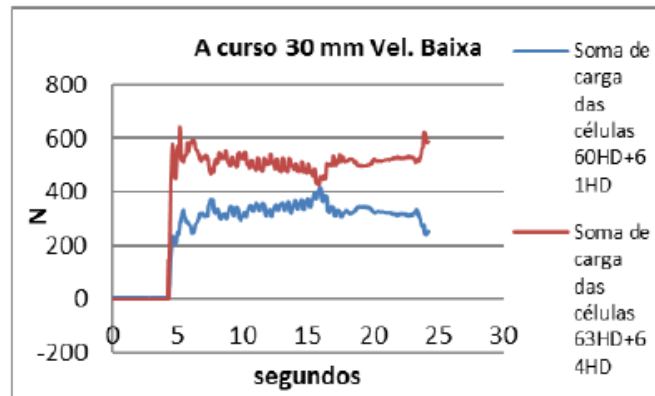
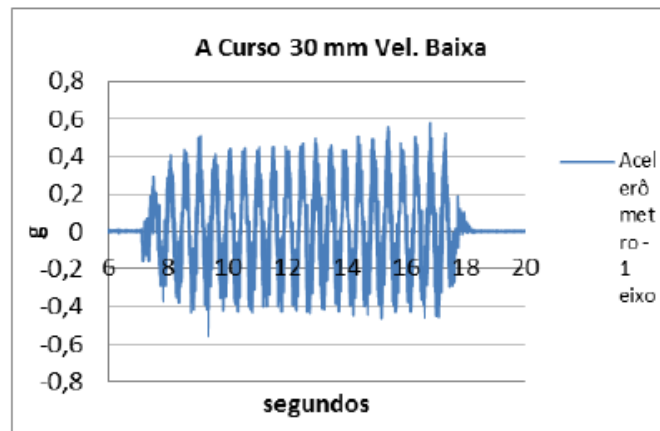


FIGURA A3 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO B PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

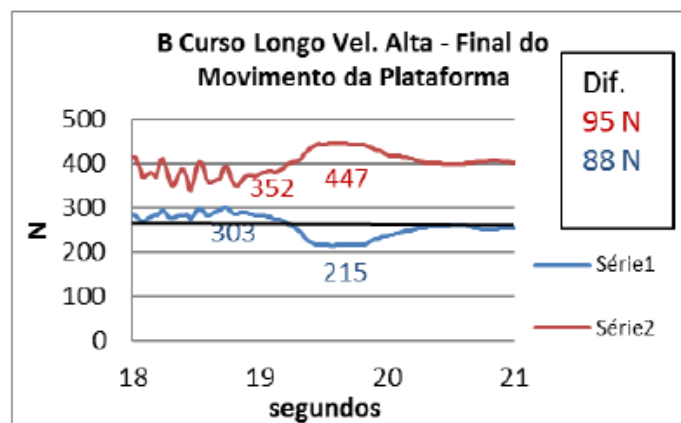
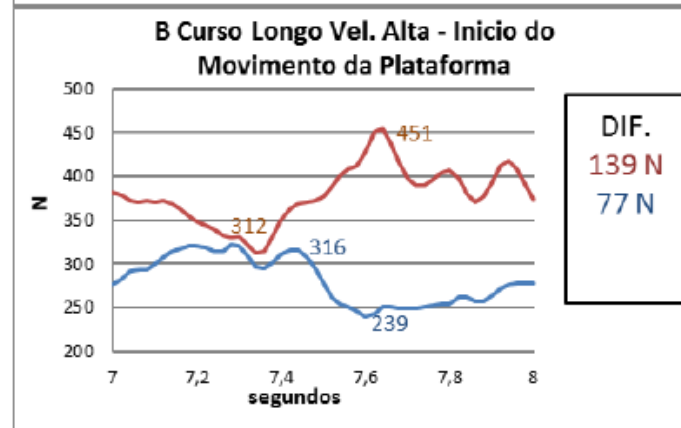
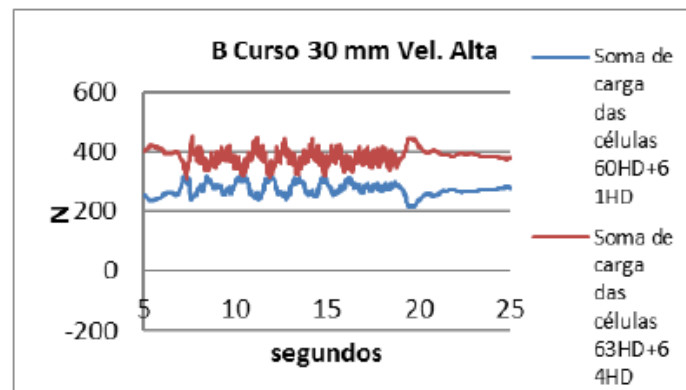
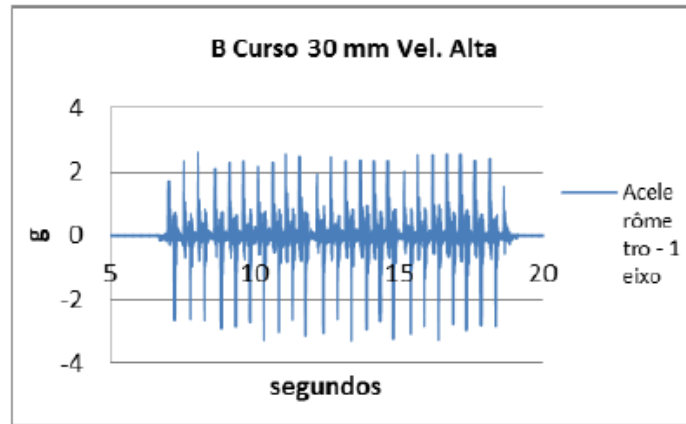


FIGURA A4 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO B PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

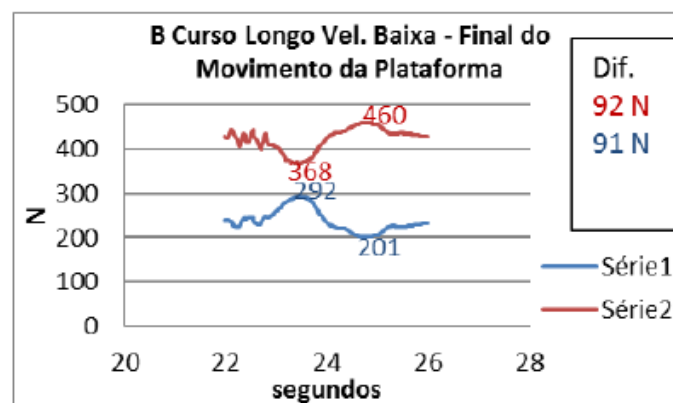
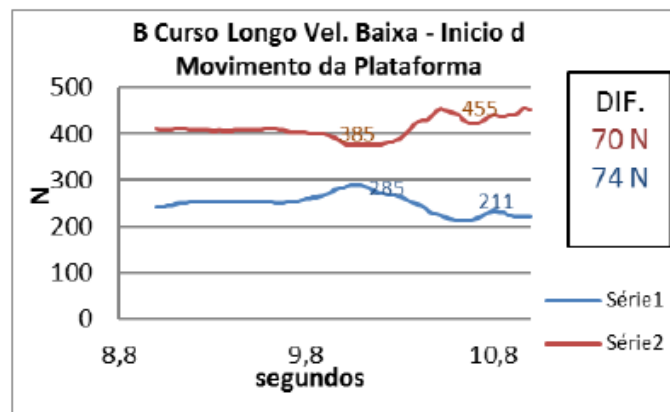
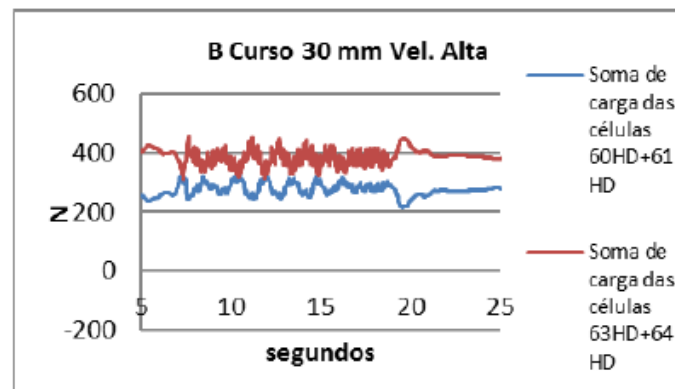
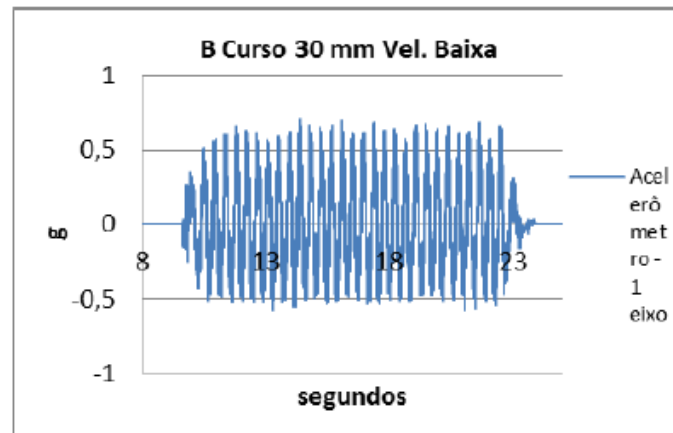


FIGURA A5 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO C PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

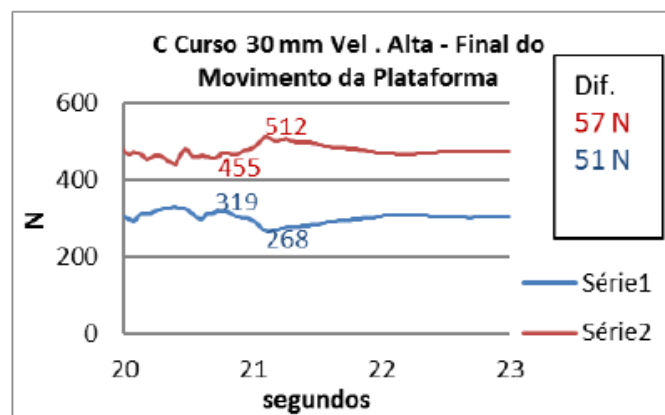
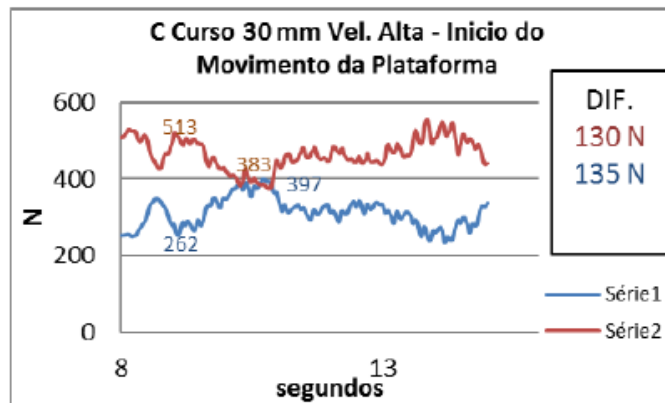
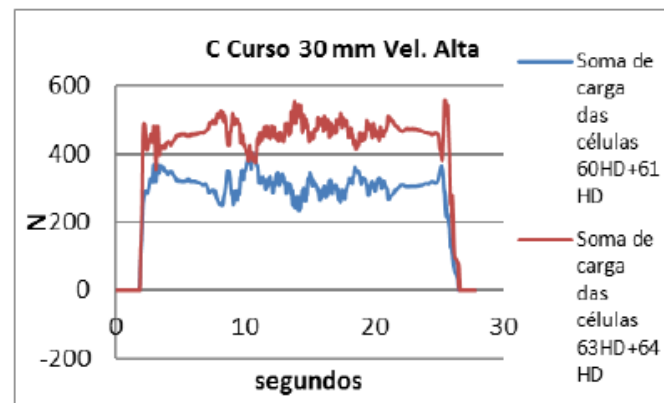
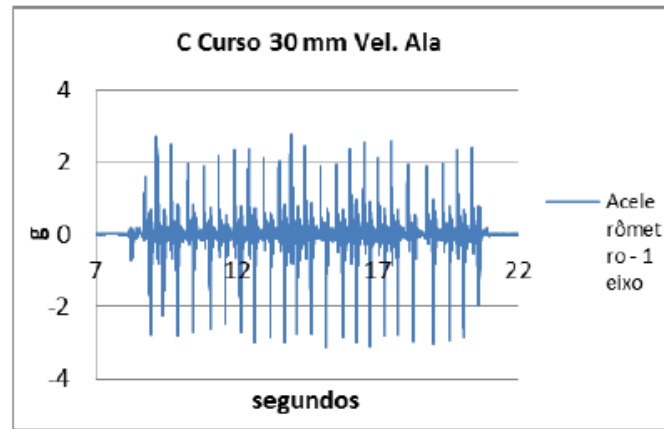


FIGURA A6 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO C PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

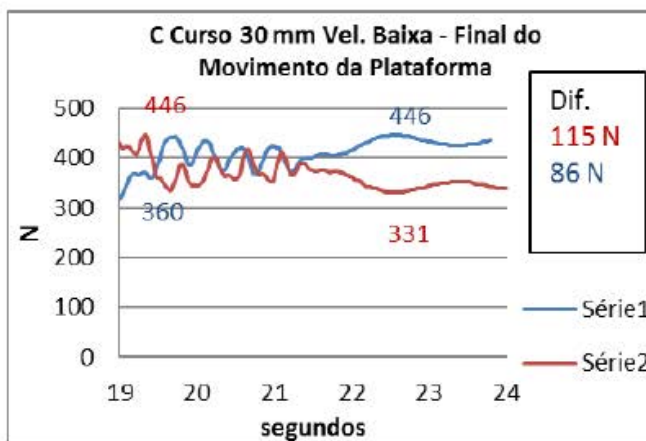
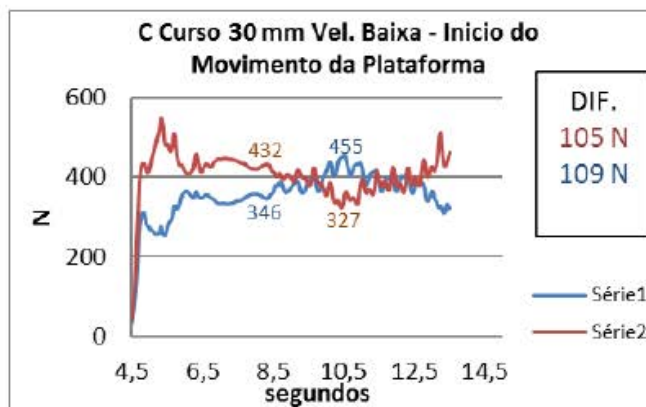
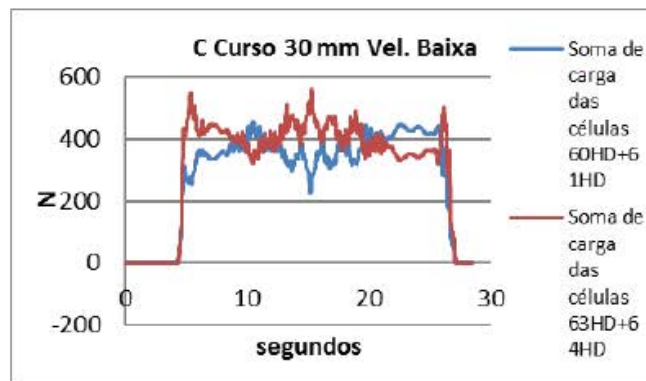
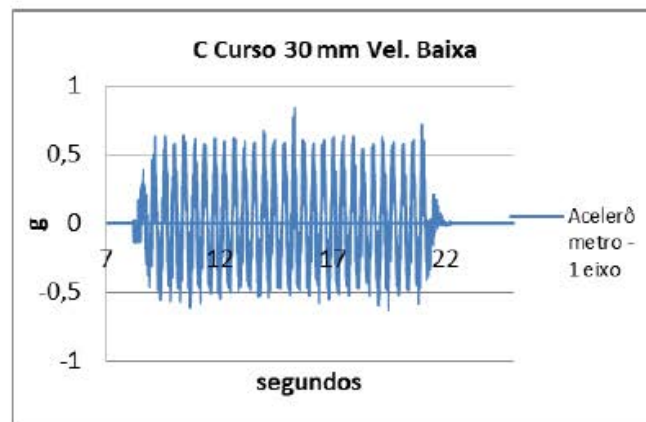


FIGURA A7 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO D PARA CURSO 30 MM
- VELOCIDADE ALTA

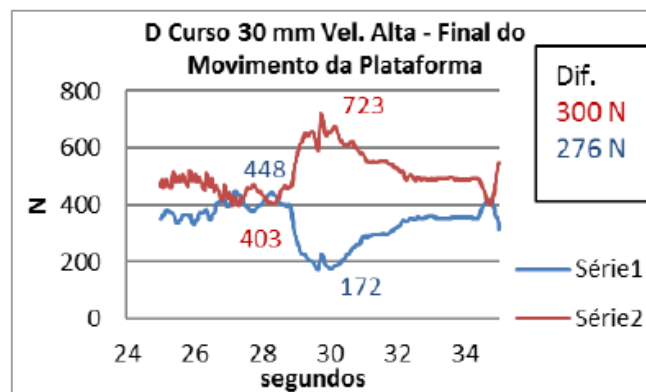
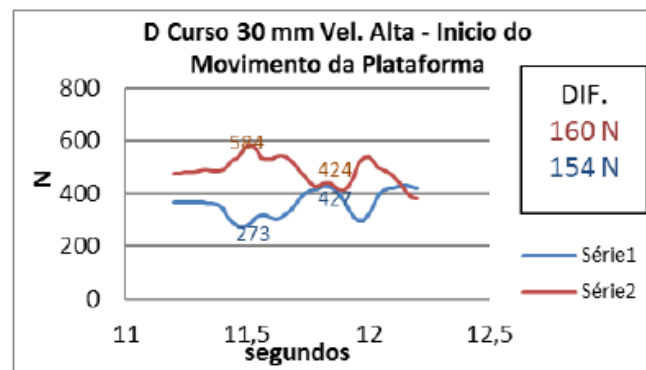
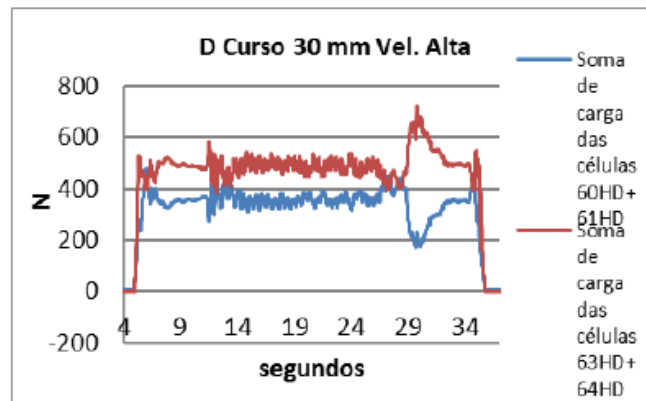
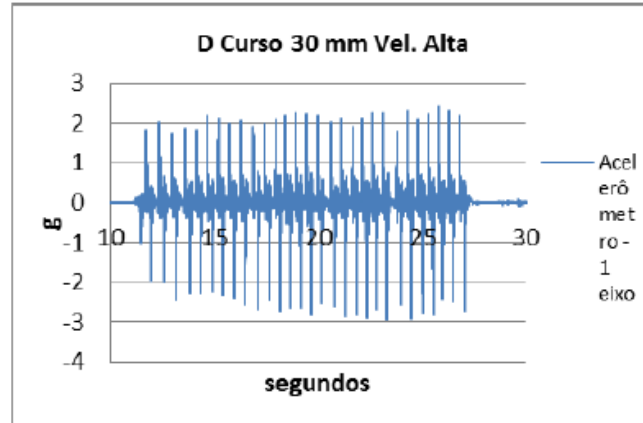


FIGURA A8 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO D PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

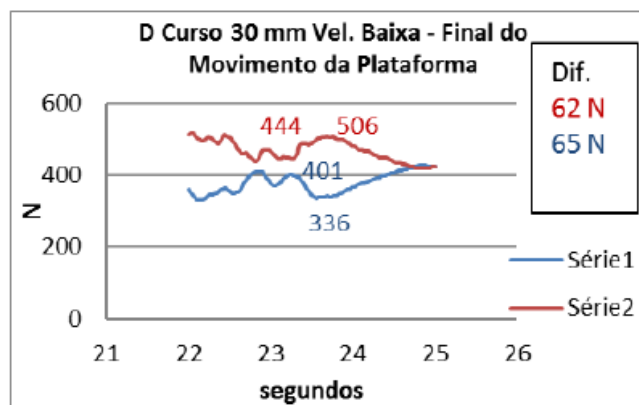
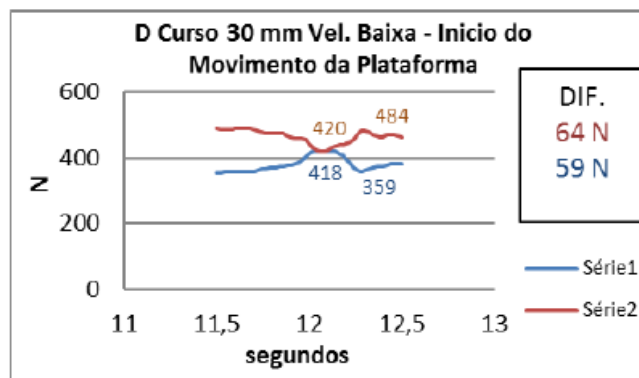
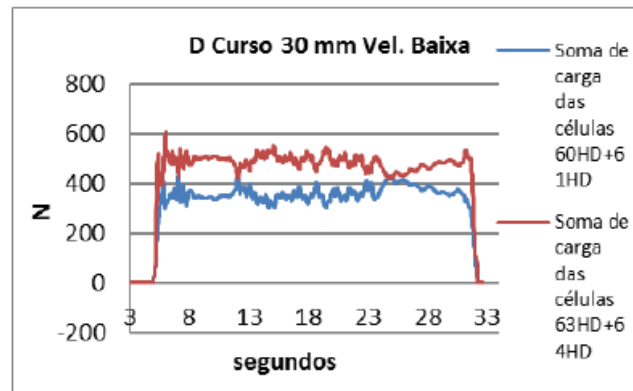
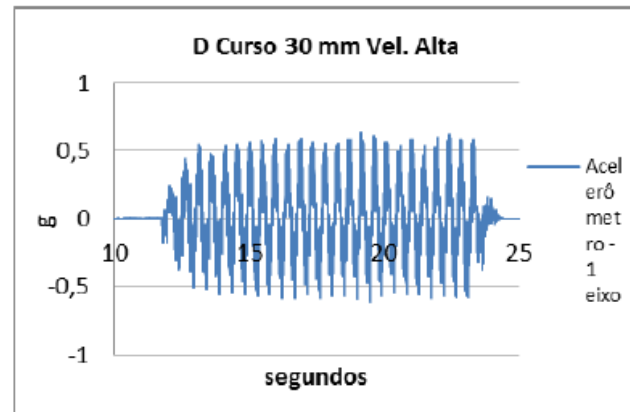


FIGURA A9 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO E PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE ALTA

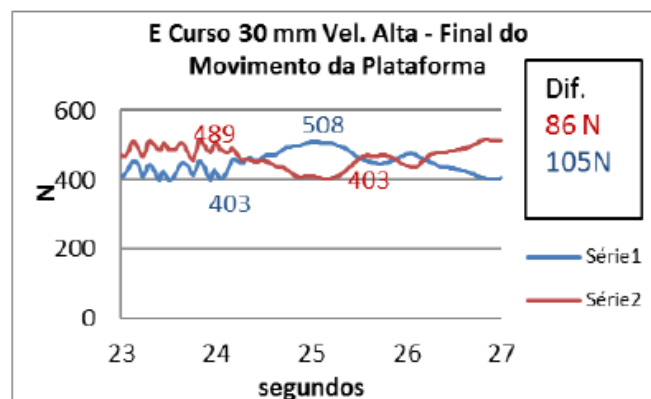
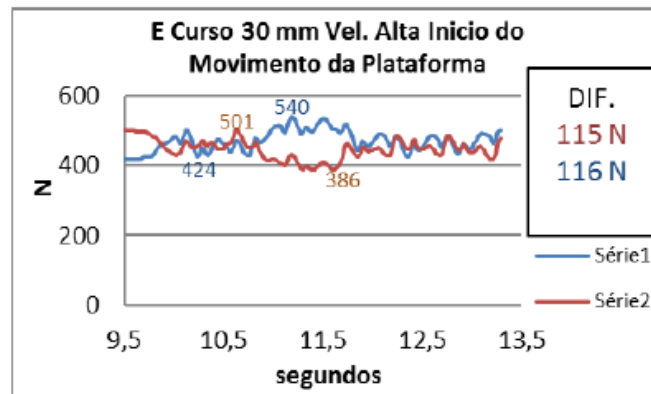
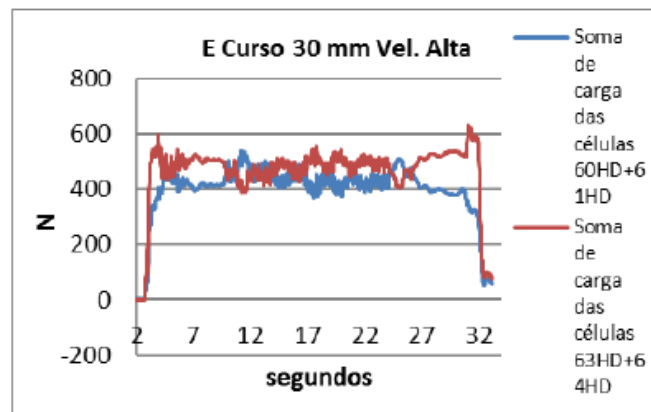
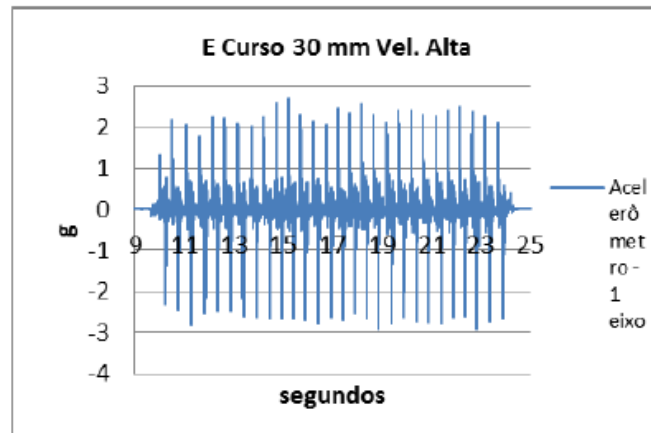


FIGURA A10 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO E PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

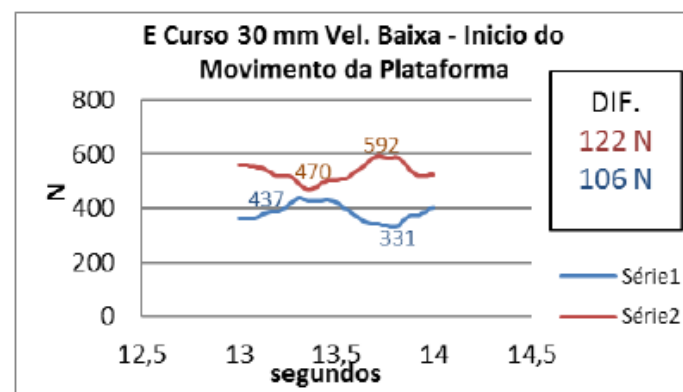
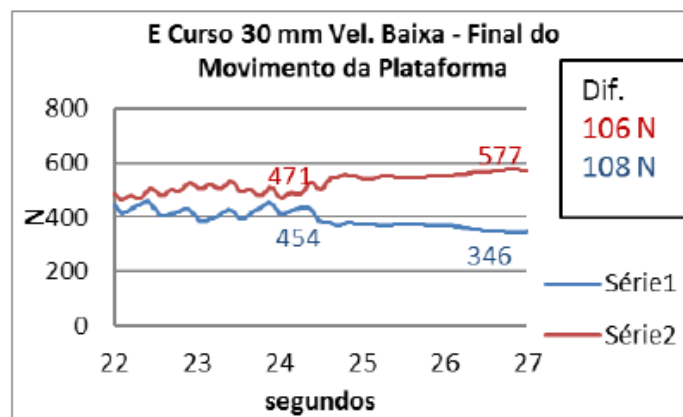
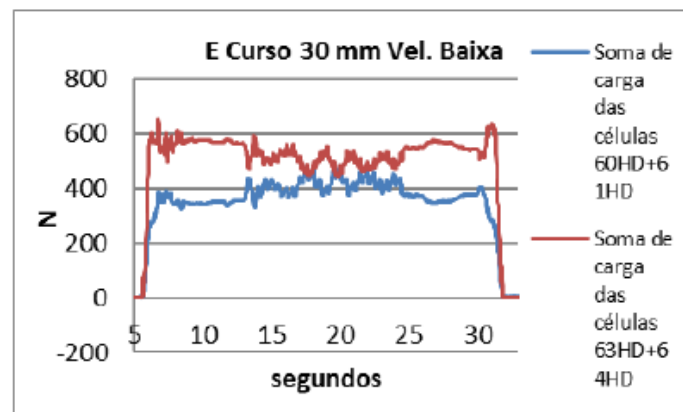
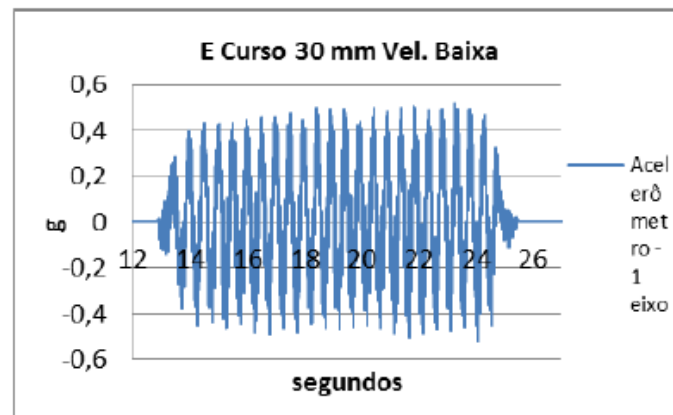


FIGURA A11 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO F PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

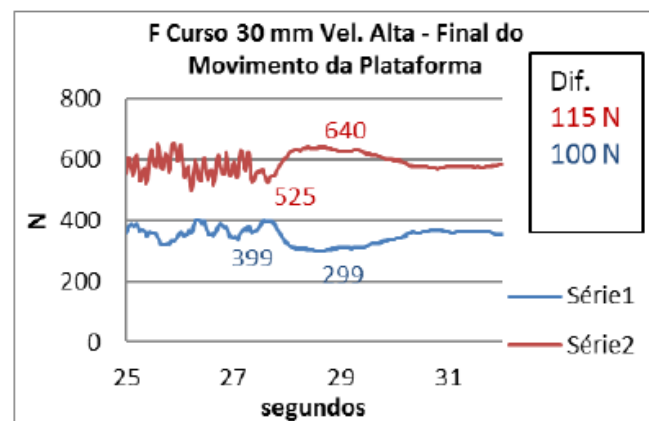
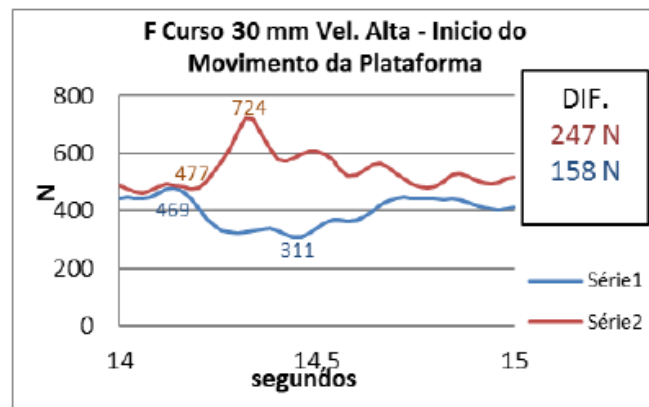
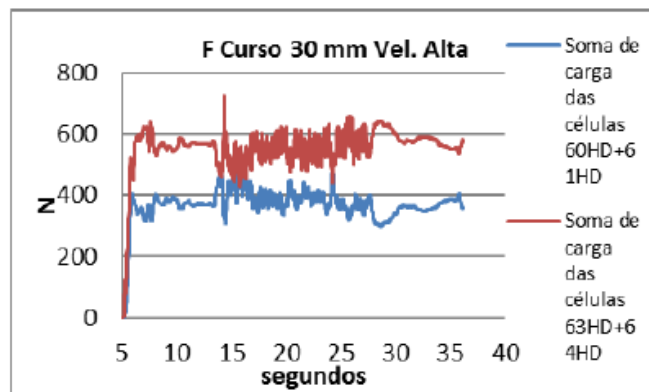
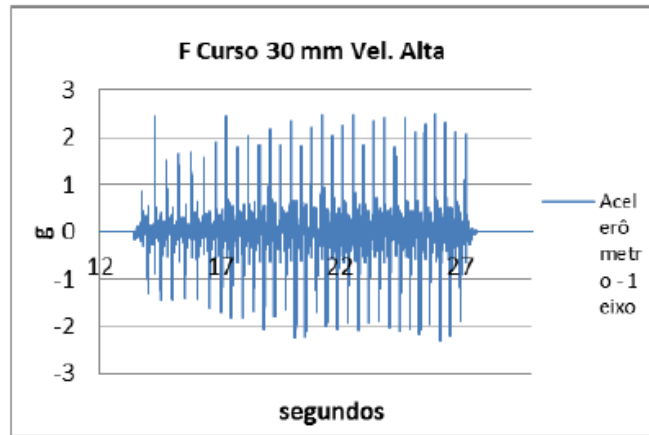


FIGURA A12 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO F PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

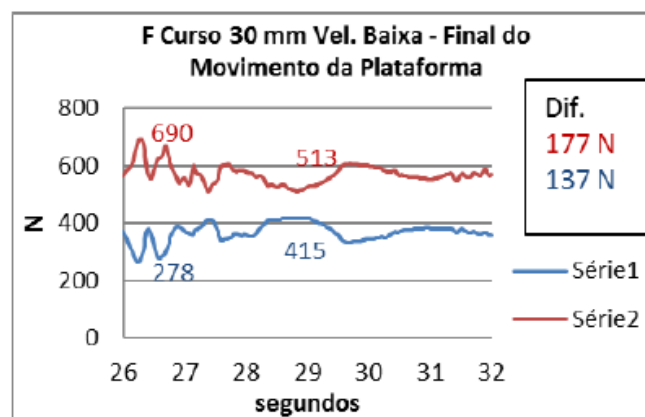
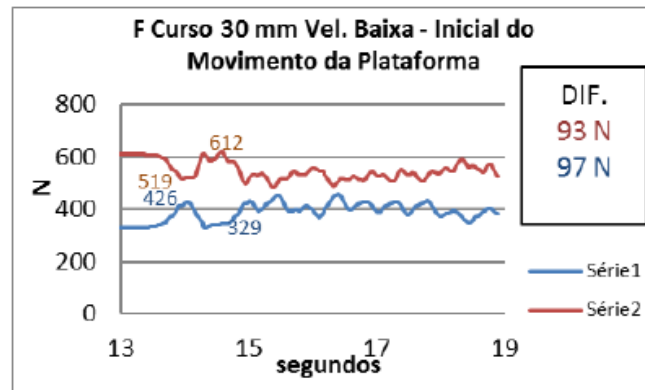
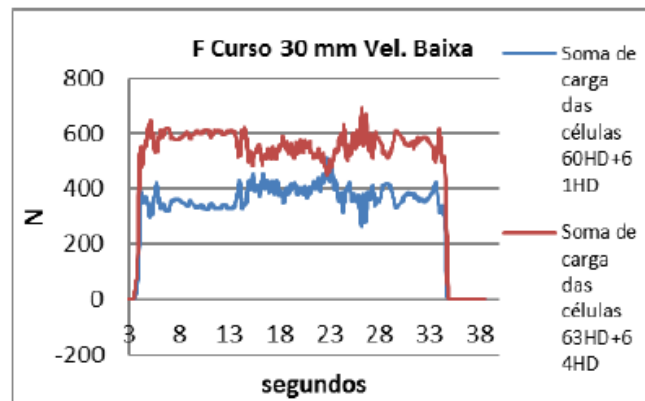
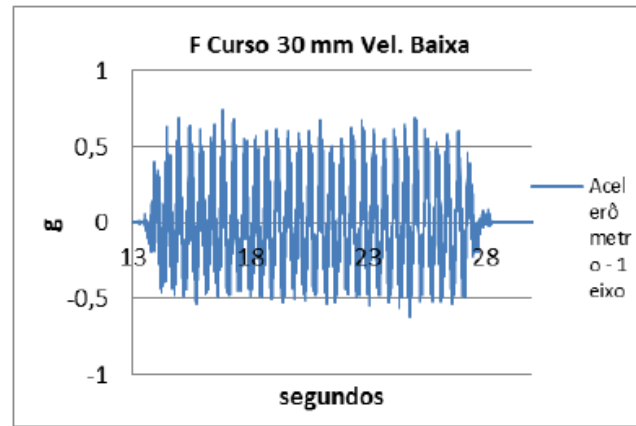


FIGURA A13 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO G PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE ALTA

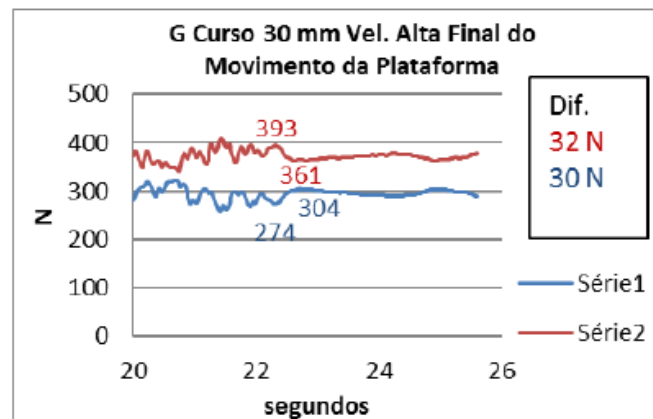
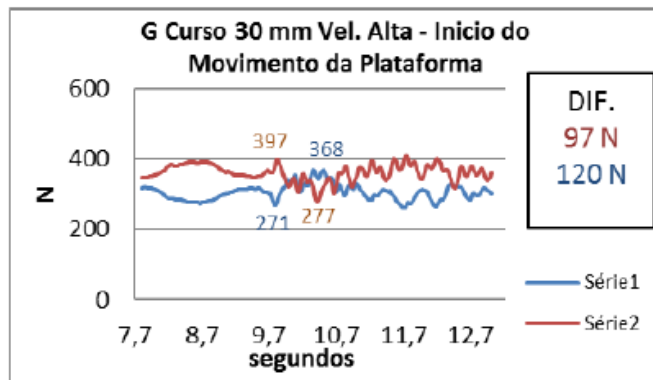
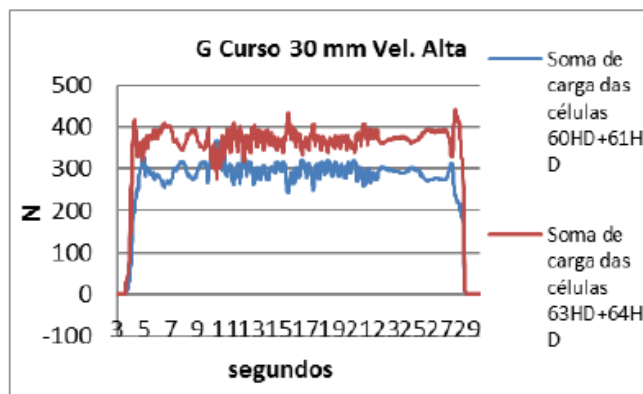
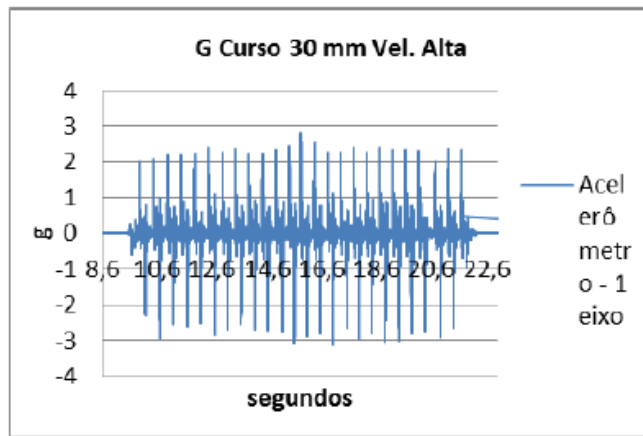


FIGURA A14 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO G PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE BAIXA

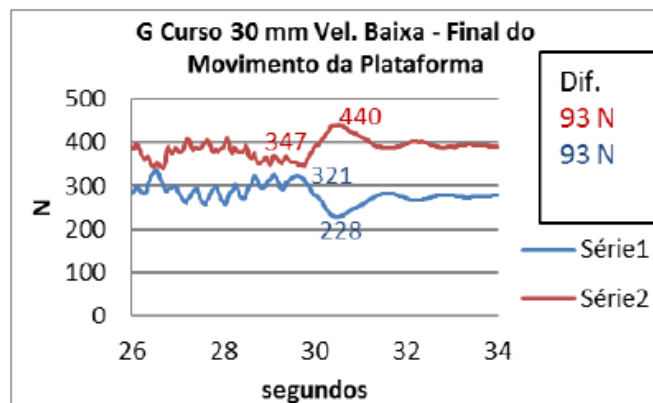
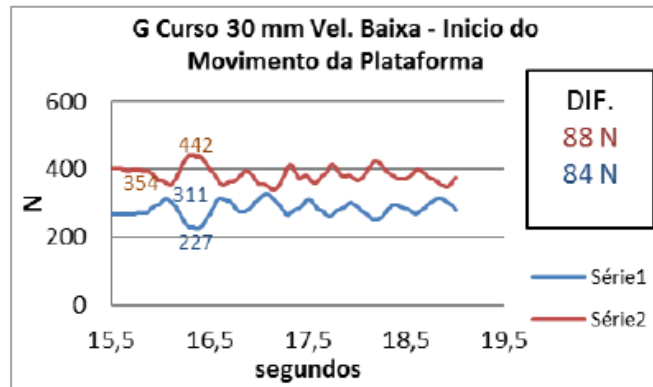
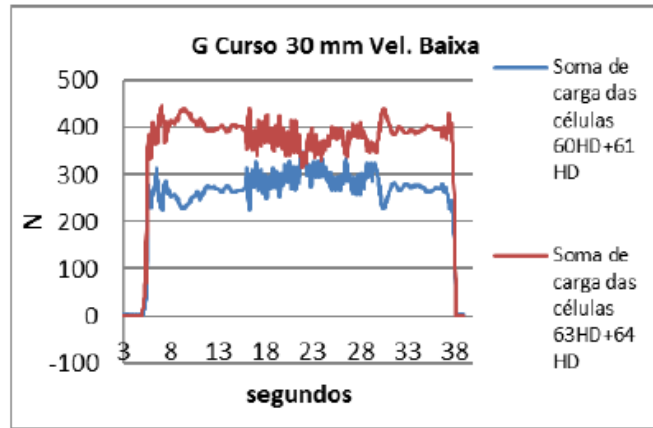
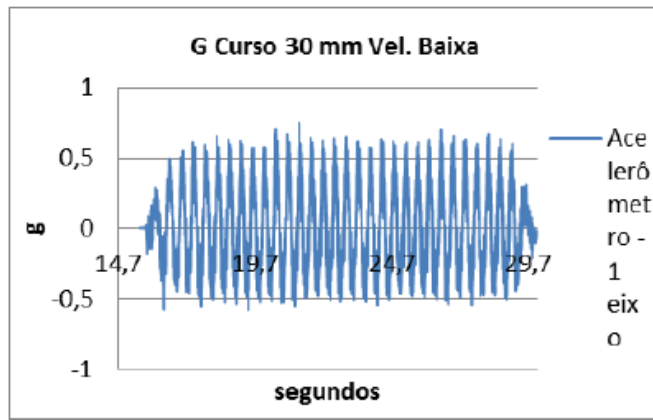


FIGURA A15 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO H PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE ALTA

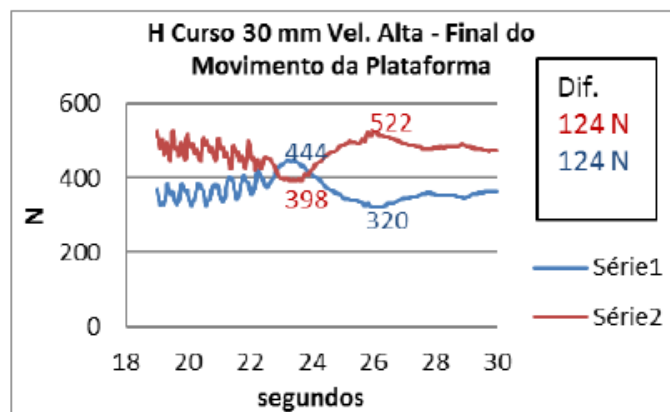
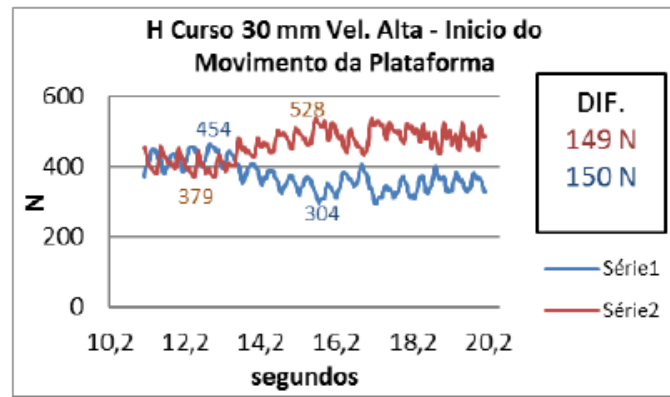
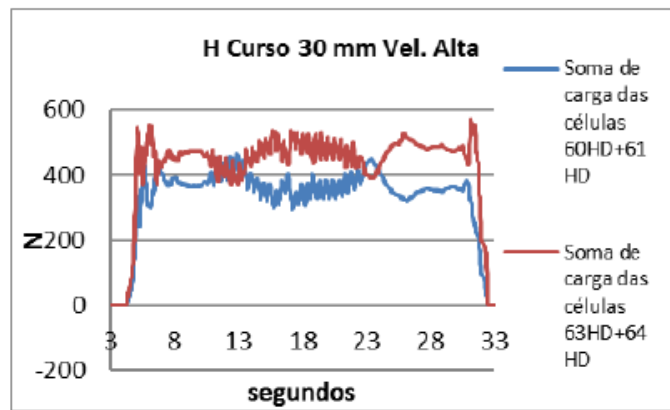
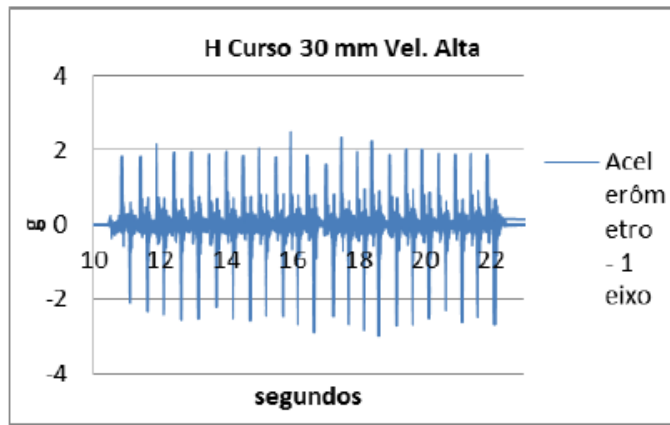


FIGURA A16 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO H PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE BAIXA

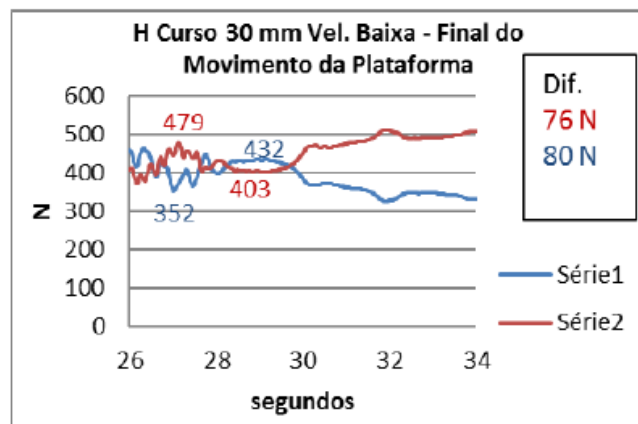
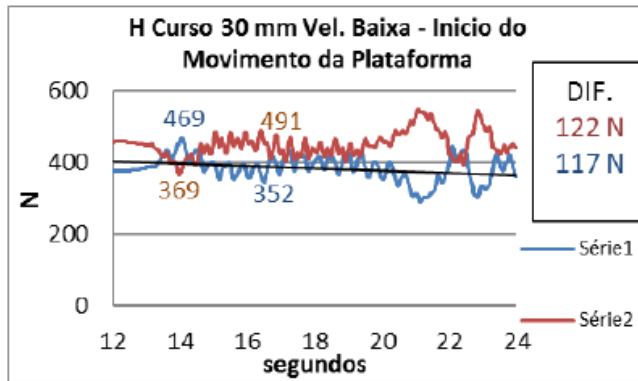
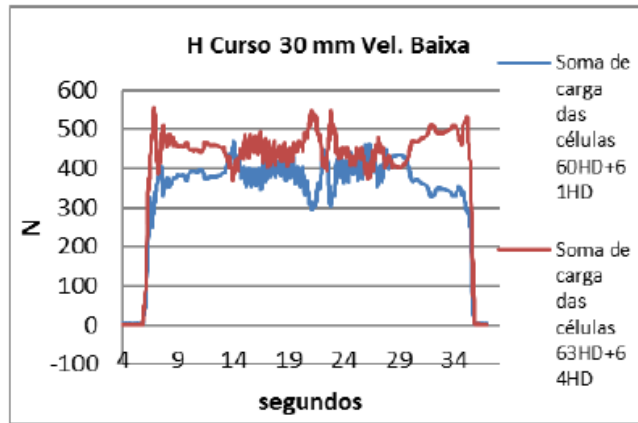
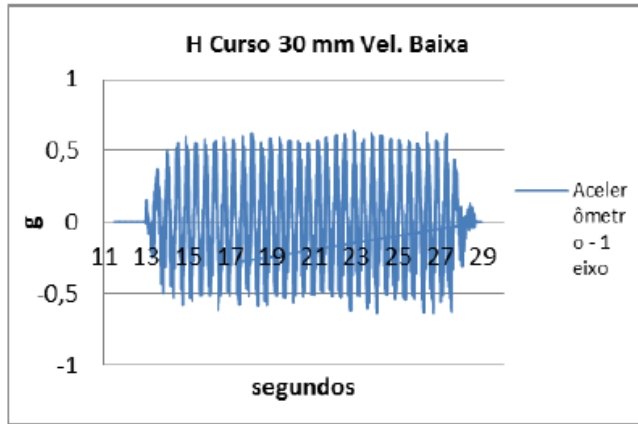


FIGURA A17 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO I PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

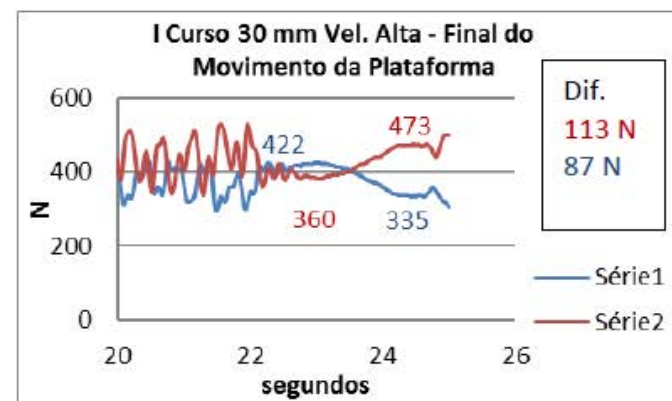
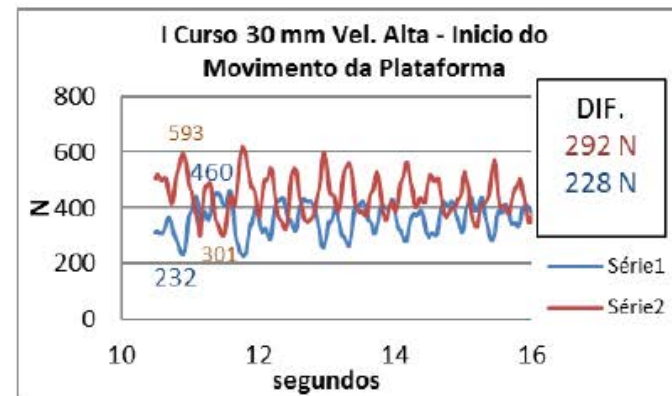
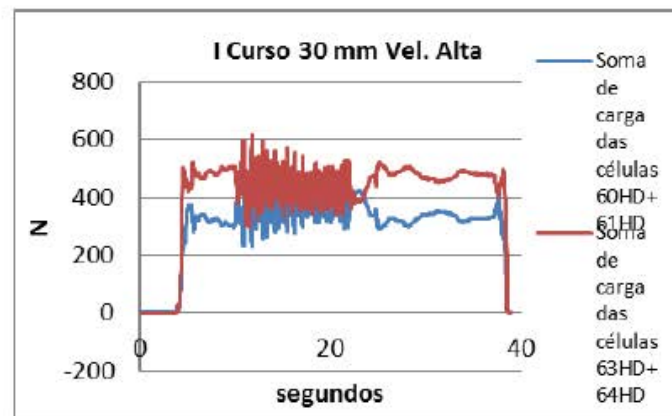
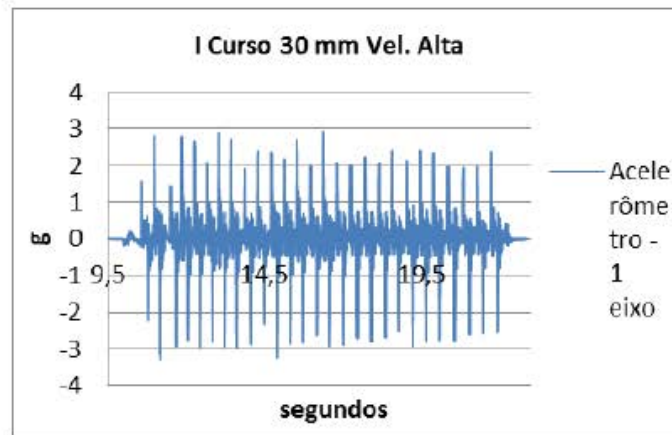


FIGURA A18 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO I PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

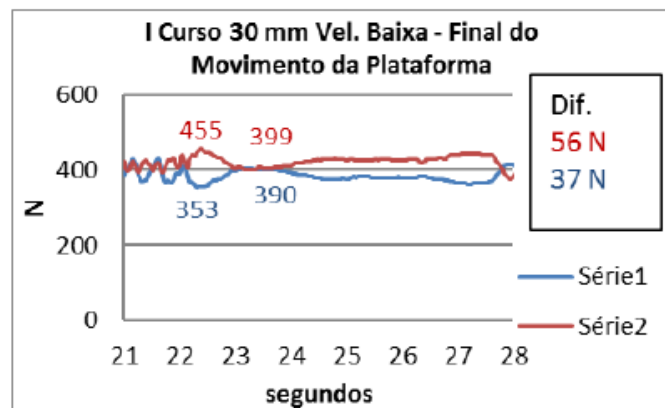
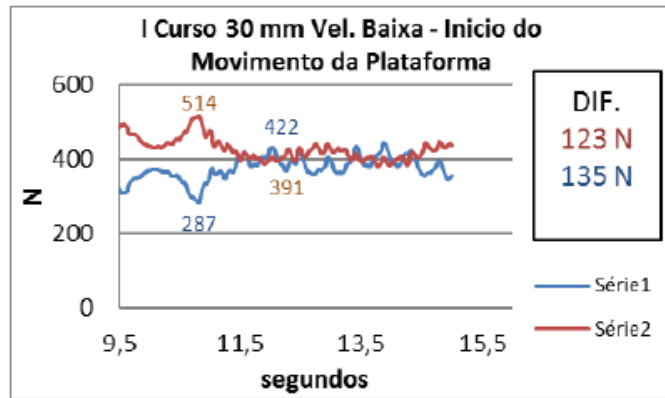
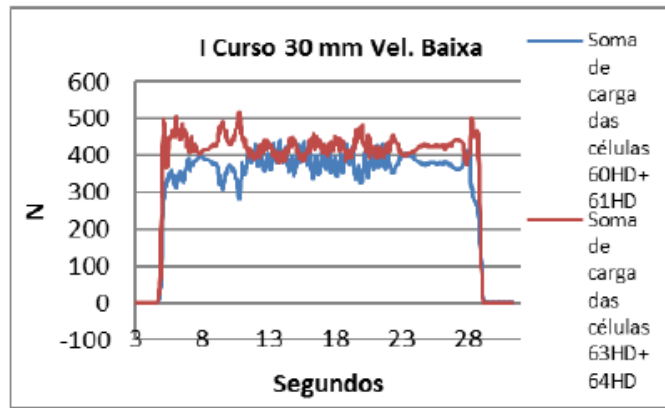
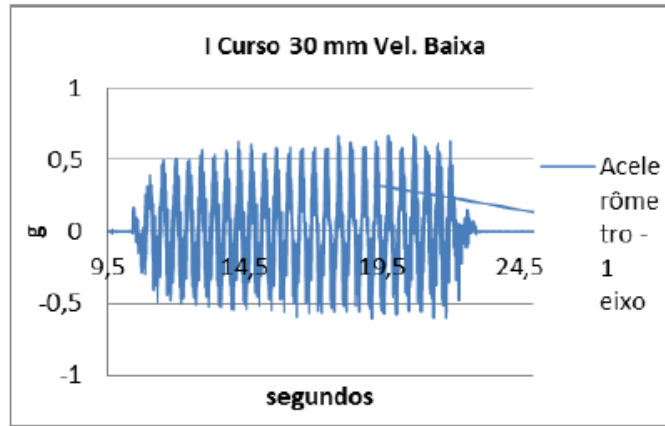


FIGURA A19 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO J PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

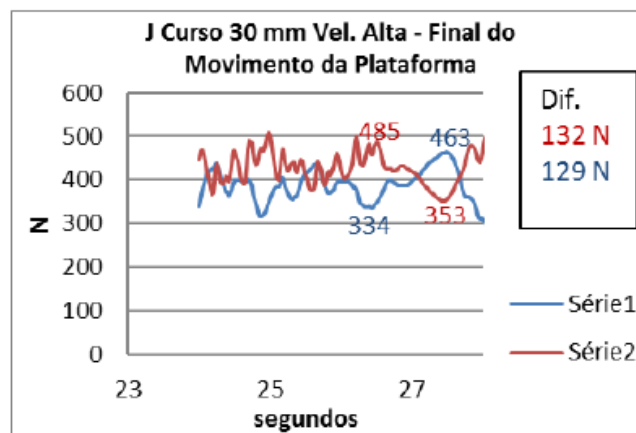
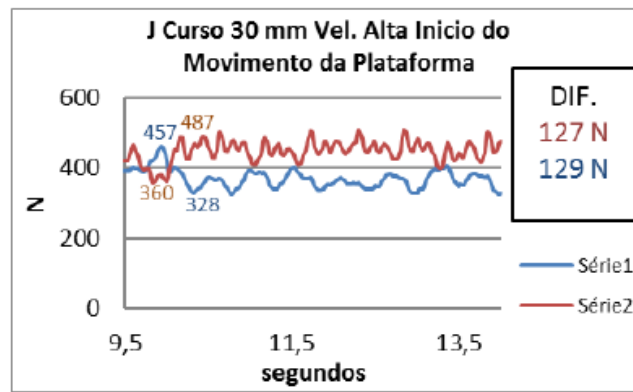
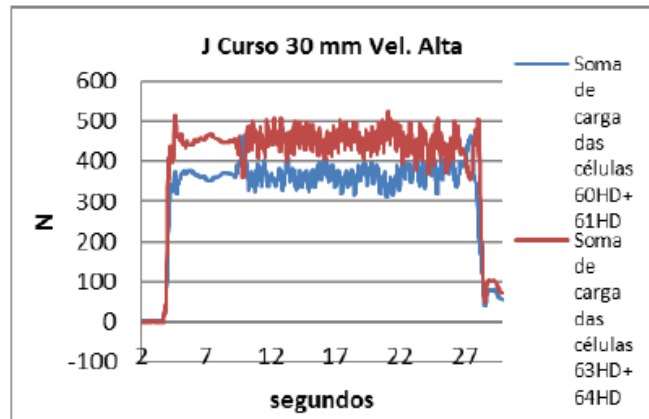
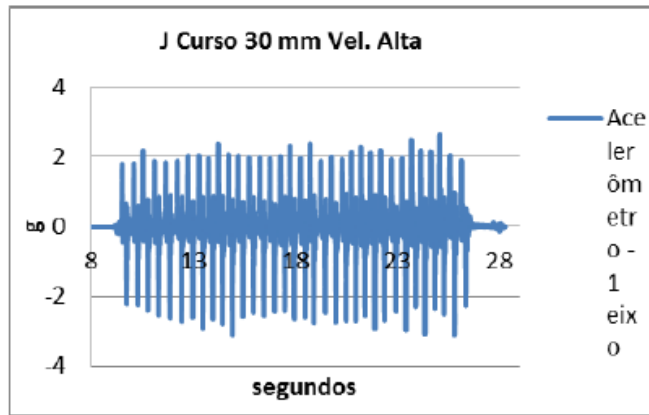


FIGURA A20 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO J PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

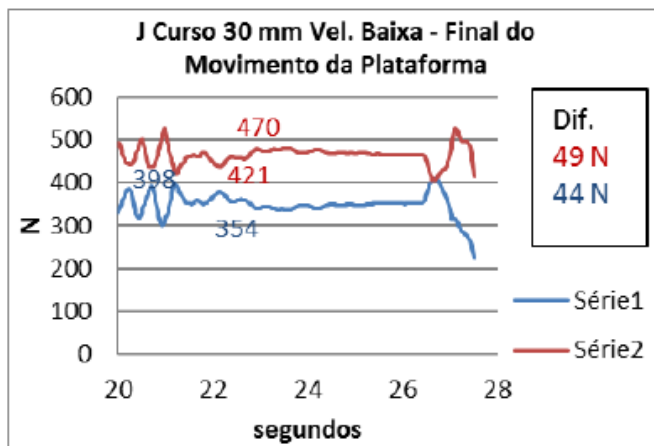
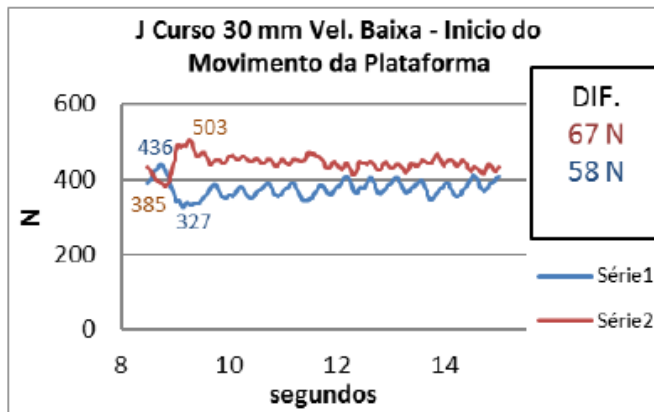
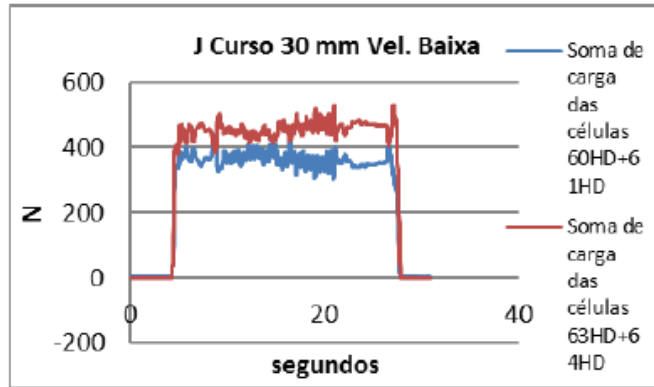
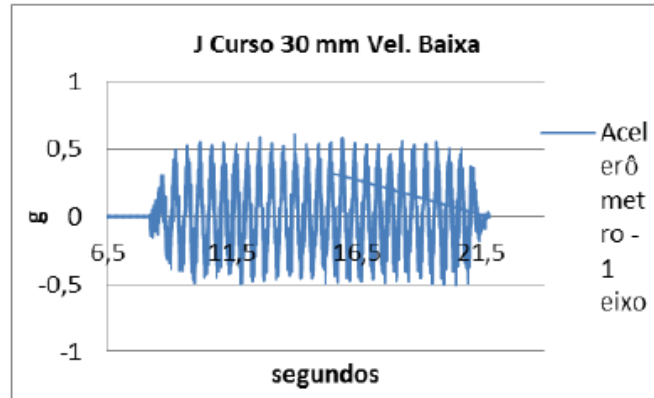


FIGURA A21 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO L PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE ALTA

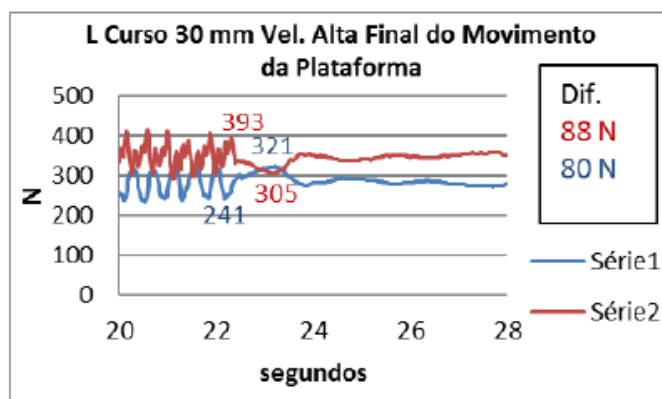
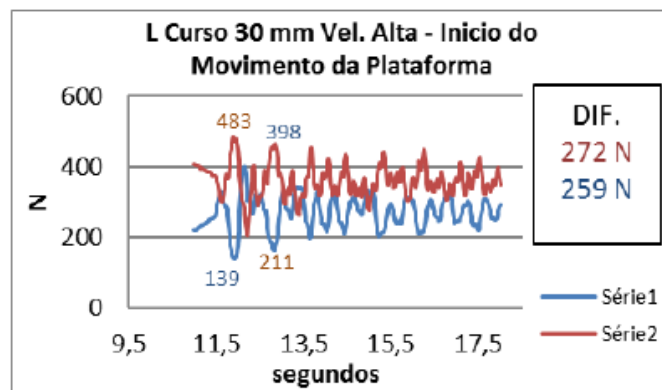
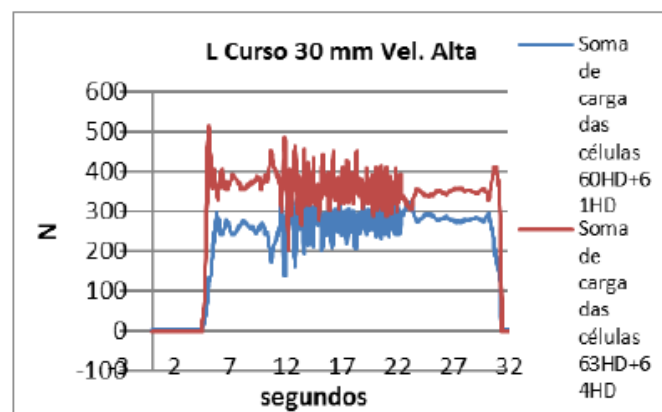
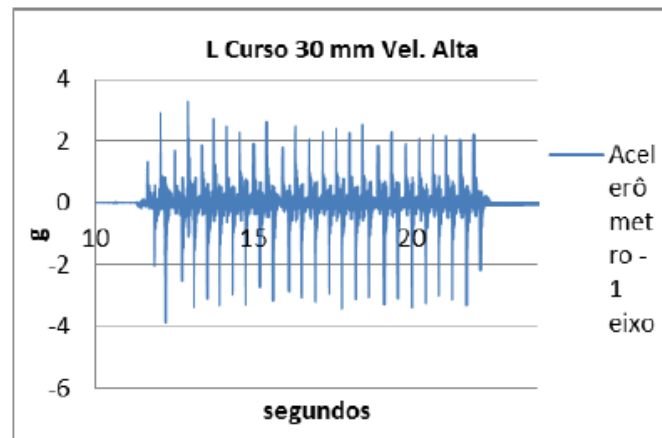


FIGURA A22 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO L PARA CURSO 30 mm
- VELOCIDADE BAIXA

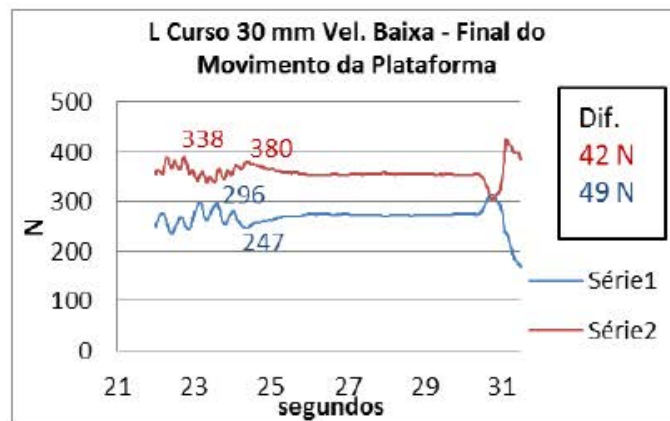
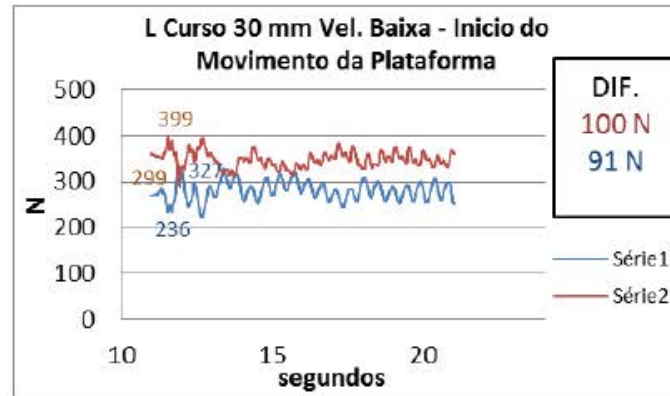
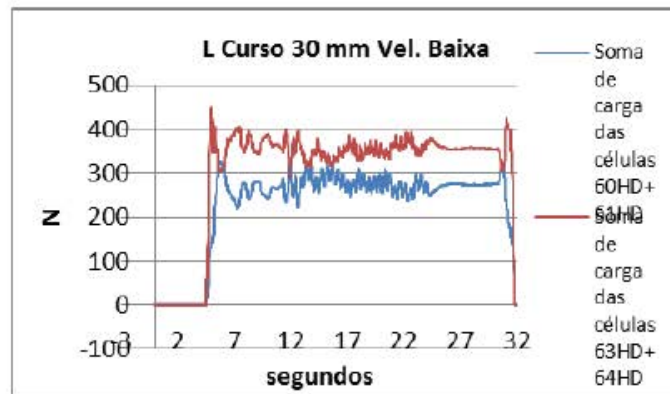


FIGURA A23 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO M PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE ALTA

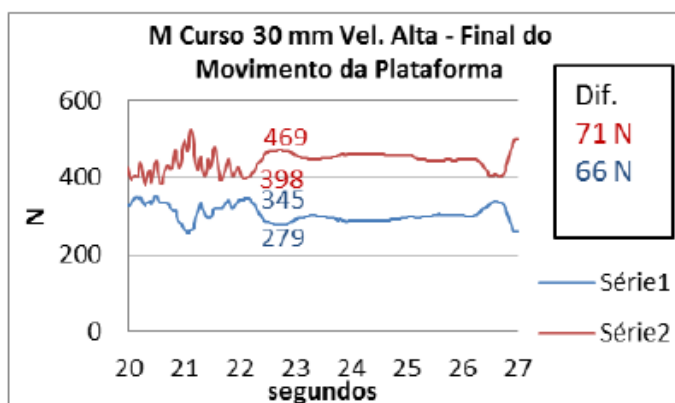
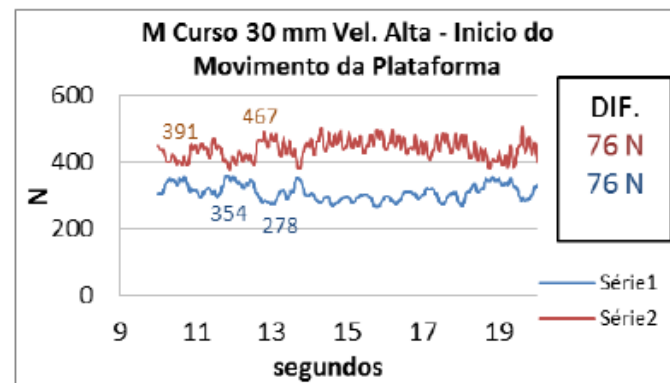
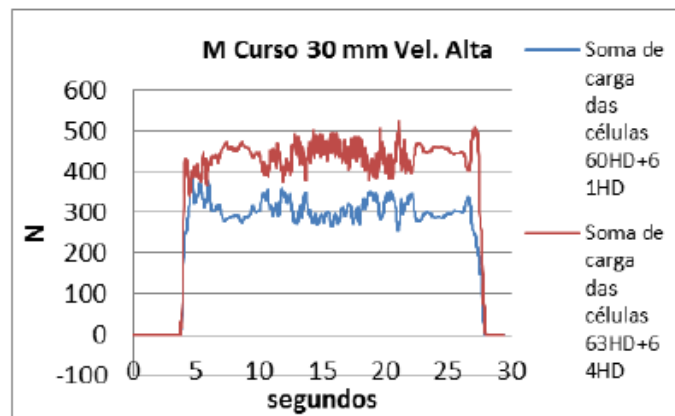
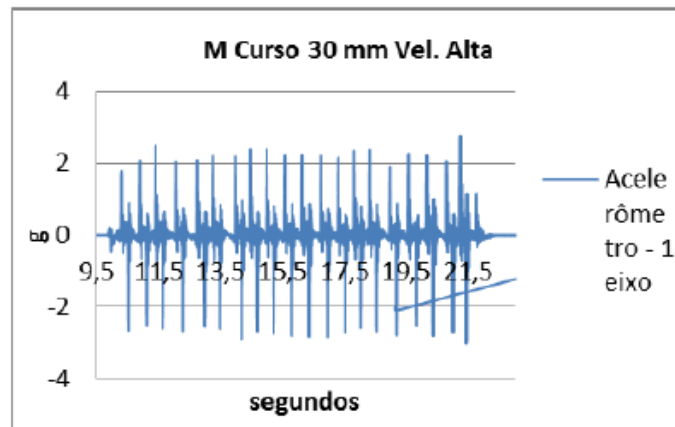


FIGURA A24 - RESPOSTAS TEMPORAIS DO SUJEITO M PARA CURSO 30 mm - VELOCIDADE BAIXA

