

ANÁLISE ESTÁTICA ANGULAR DE ÓRTESE TORNOZELO-PÉ COM SISTEMA DE AMORTECIMENTO LATERAL

Nilson Y. Tamashiro, FTT- Faculdade de Tecnologia Termomecanica, nilson.tamashiro@gmail.com

Fabio Rubio, FTT- Faculdade de Tecnologia Termomecanica, pro1698@cefsa.edu.br

Valdir Costa, FTT- Faculdade de Tecnologia Termomecanica, pro4747@cefsa.edu.br

Silvio Celso Peixoto Gomes, FTT- Faculdade de Tecnologia Termomecanica, speixoto@cefsa.edu.br

André Ferrus Filho, FTT- Faculdade de Tecnologia Termomecanica, pro17247@cefsa.edu.br

Resumo. O objetivo deste trabalho é comparar estaticamente uma órtese com sistema de amortecimento lateral. Foi desenvolvido um sistema de amortecimento com elásticos e molas. A leitura e comparação dos dados foi realizada pelo acelerômetro conectado a placa Arduino® que transmitirá os dados para o computador através da tecnologia Bluetooth®. Os dados serão analisados e salvos nos softwares LabView® e Excel®. Foram utilizados planos de 5°, 10° e 15°, onde realizaram-se as medições do sistema. Comparando os resultados da órtese rígida, com a órtese com sistema de amortecimento lateral, observou-se uma redução do ângulo lateral da perna. Através dos testes de 10° de inclinação verificou-se uma redução da angulação de 80% na eversão e 90% na inversão. Concluindo que, provavelmente com o sistema de amortecimento lateral, ocorra a adaptação do pé ao solo, diminuindo a pressão lateral nas articulações do joelho.

Palavras chave: Órtese, Tornozelo-Pé, Inversão, Eversão, Amortecimento

1. INTRODUÇÃO

Segundo o Censo Demográfico de 2010, cerca de 7% da população brasileira apresenta deficiência motora, sobretudo na população acima de 65 anos. Segundo Costa (2009), as órteses são dispositivos utilizados por pacientes que necessitem restringir o movimento, bem como para aqueles que precisem ter seus movimentos auxiliados. Também são utilizadas para promover uma diminuição da carga sobre um determinado segmento corporal, sendo que a órtese é determinada pela articulação que ela abrange. Um dos tipos mais utilizados é as de tornozelo-pé que segundo os estudos realizados por Costa (2009), este tipo de órtese consegue amenizar a perda da função fisiológica do paciente. O Objetivo deste trabalho é desenvolver e analisar uma órtese com sistema de amortecimento nos movimentos de inversão e eversão do tornozelo-pé (Cock et. al., 2010), como também o seu sensoramento para uma análise estática destes movimentos. Para tanto foram realizados estudos e testes de tração de borrachas, com o intuito de levantar as curvas características deste material e determinar a melhor opção para o sistema de amortecimento lateral. Por fim com os testes realizados há a análise e a comparação com um sistema de órtese tornozelo-pé que utiliza molas.

2. PROJETO MECÂNICO

Os sistemas de amortecimento da órtese tornozelo-pé foram planejados de forma que sua principal função é o controle de estabilidade em planos inclinados. Foi planejada a substituição das molas por elásticos e polímeros que irão responder ao serem tracionados ao invés de sofrerem compressão como no sistema por mola,. Por outro lado, para que as borrachas se mantivessem sempre esticadas houve a necessidade de se introduzir um sistema de mola de torção, que mantivesse a sustentação dos elásticos. Com esta finalidade foi elaborado um projeto de acoplamento do elástico a estrutura da órtese, além de ter sido idealizado um dispositivo para a sua fixação.

A Figura1 esboça o dispositivo que foi confeccionado no software Inventor, e alguns elementos foram enviados para a prototipagem em três dimensões (3D). Uma delas é a peça “C” que foi impresso com o material Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), um dos vários disponíveis no mercado.

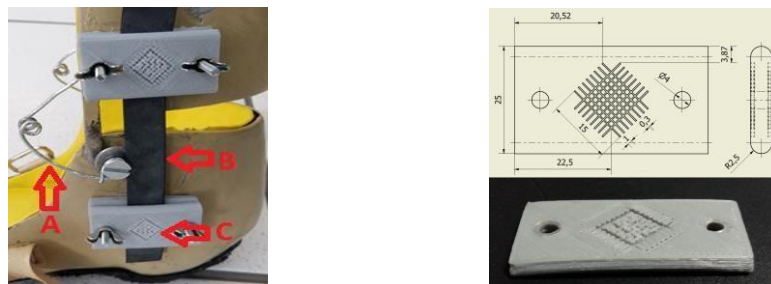


Figura1 - Protótipo da órtese tornozelo-pé e detalhe da peça “C”

2.1. Ensaio de Tração

Para a realização do ensaio de tração foi necessário a padronização dos corpos de prova, deixando-os com a mesma dimensão. A máquina utilizada para o ensaio é a MTS Insight, com capacidade para até 150KN e auxiliada pelo software de aquisição de dados TestWorks®.

- O corpo de prova da câmara de caminhão foi dimensionado com 100mm de comprimento, 16mm de largura e 1,6mm de espessura.
- O corpo de prova do carro foi dimensionado com 100mm de comprimento, 16mm de largura e 1,3mm de espessura.
- O corpo de prova do garrote foi dimensionado com 100mm de comprimento, 8mm de diâmetro e 1,5mm de espessura de parede.

Os testes foram feitos com uma velocidade de 200mm/min, obedecendo as normas de ensaio de tração ASM (Sociedade Americana de Metais) que, segundo ela, a duração mínima de um ensaio deve durar um minuto. E todos os testes com velocidade de 200mm/min tiveram duração superior a um minuto. A Figura2 esboça o resultado obtido após um ensaio de tração.

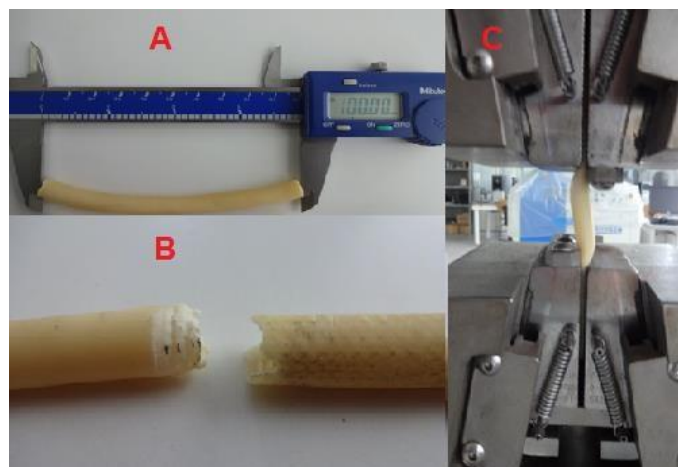


Figura 2 - (a) ajuste do dimensional do corpo de prova do garrote, (b) fratura do garrote obtida após o ensaio de tração, (c) início do ensaio de tração.

2.2. Elaboração dos gráficos do comportamento dos materiais

Encerrados os testes, os valores obtidos neles foram enviados para um arquivo no bloco de notas e em seguida foram exportados para um arquivo de Excel®. Neste arquivo, foram inseridas as células das formulas Eq.(1) para obtermos o valor da tensão de escoamento, o valor da constante k do elástico e o valor da deformação.

Para a obtenção do valor da tensão de escoamento, que pode ser atribuída como a tensão de ruptura, é obtida através da força em relação a área do material. Como os corpos de provas foram dimensionados com antecedência, bastou inserir os dados na planilha do Excel®.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{Eq.1}$$

A deformação do material é importante para a construção da curva tensão-deformação. Este valor pode ser obtido através do software de ensaio de tração, que continha os valores do alongamento do material. O valor da deformação é obtido através do comprimento final menos o inicial do corpo de prova divide pelo comprimento inicial.

Após a inserção dos dados, foram utilizados para a confecção do gráfico da curva tensão-deformação, a fim de encontrar a tensão de escoamento do material, como pode ser visto na Figura 3, que diz respeito ao material “A” retirado do Garrote. O valor da tensão de escoamento em polímeros, borrachas, é respectivo ao último ponto antes da ruptura do material, daí o nome tensão de ruptura. Como os polímeros não tem zona plástica, o material é composto apenas por zona elástica, tendo um único ponto relativo à tensão, a de escoamento. Para dimensionar o valor da constante do elástico do material “k”, utiliza-se a Lei de Hooke, que diz que a constante do material pode ser obtida através da relação entre força e deslocamento

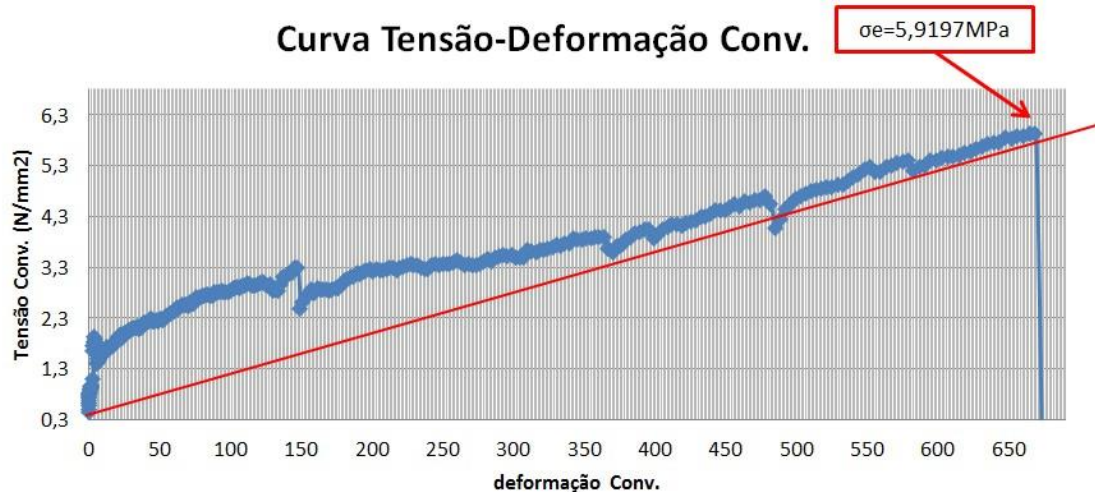


Figura 3 - Curva Tensão-Deformação do material “A”

2.3. Caracterização e determinação da constante “k”

Como os valores da força e do deslocamento já tinham sido obtidos diretamente através do software, bastou inserir os valores em um gráfico e em seguida adicionar uma linha de tendência. Esta por sua vez foi do tipo linear, já que a fórmula da constante é uma função de primeiro grau, que tem como característica uma reta (NIEMANN, 1995).

Com essa linha de tendência foi possível obter função da reta, que pode ser definida pela força em função do deslocamento, assim podemos observar que cada material possui a sua linha de tendência característica.

Após obter todas as funções, foi iniciado o cálculo para adquirir a constante “k” de cada material. A partir da equação da reta e através da variação dos valores de deslocamento, o “x” da função, obteve valores de força, ou seja, o “y” da função. Em seguida foram confeccionados gráficos indicando as variações de deslocamento e seus respectivos valores de força, através deles foi possível calcular o valor da constante dos elásticos, já que a constante é a relação entre força e deslocamento. Abaixo na Figura 4 podemos observar o gráfico elaborado do material “A”:

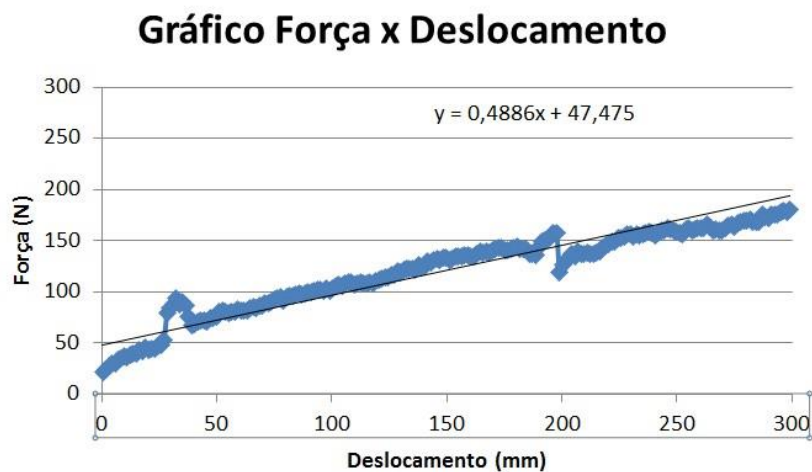


Figura 4 - Gráfico da força em função do deslocamento do Material “A”

2.4. Comparação da constante “k” dos materiais

Com o intuito de comparação das constantes de cada material, foi construído um gráfico com a curva força por deslocamento para cada material e suas respectivas funções Figura 5, podendo verificar com clareza as diferenças constante através do coeficiente angular das retas. O material 1 foi o garrote de látex, que pode ser facilmente encontrado em farmácias, ele é frequentemente utilizado para barrar a circulação sanguínea, mas em função de sua elasticidade será testado por ser um amortecimento.

O segundo material a ser utilizado é a câmara de pneu carro, esta por sua vez pode ser encontrada em qualquer oficina mecânica, o que também torna o produto muito acessível. E por último, mas não menos importante, a câmara de pneu de caminhão, igualmente encontrada em oficinas mecânicas e disponível no mercado.



Figura 5 - Gráfico comparativo das curvas características dos materiais (força x deslocamento)

Para a realização do amortecimento nos movimentos de inversão e eversão, além do movimento de dorsiflexão e flexão plantar, responsável pelo movimento de arraste, foi necessária a instalação e uma mola de torção junto a articulação, responsável pelo movimento de arraste e pela sustentação da parte superior da órtese, que dará a tensão nos elásticos.

Foi confeccionado um sistema com a mola, para que ela possa realizar todas as suas funções. Para a fixação da mola foi aproveitado os dispositivos de acoplamento dos elásticos, não sendo necessário a confecção de novos dispositivos.

Primeiro foi selecionado uma mola de aço inox que possa ser facilmente moldada para a sua fixação e que consiga realizar os movimentos de compressão.

2.5. Projeto Eletrônico

Para o desenvolvimento eletrônico deste projeto, foi utilizado a plataforma Arduino® e o módulo MPU6050 para coletar os ângulos em X e Y da perna que são obtidos por uma combinação de dados captados pelo acelerômetro e por um giroscópio. A programação elaborada para captar os ângulos do MPU6050 (Invensense, 2012) foi escrita no Arduino®, um software de código aberto, disponibilizado gratuitamente, que compila o programa para a placa de mesmo nome. Para tanto, utilizou-se a linguagem C++. O LabView® segundo Ferlin e Newton (2014) se mostrou extremamente atraente para a aplicação deste projeto. Como o monitor serial do Arduino® não poderá ser utilizado, os dados deverão ser visualizados de outro modo. Este software possui a capacidade de se comunicar com o Arduino® por meio de um módulo Bluetooth®, o qual é acoplado no próprio Arduino®.

A programação do LabView® leva em conta esse pareamento com o módulo Bluetooth®. Para que os valores sejam lidos conforme o desejado, é necessário utilizar uma “string”, um vetor de caracteres, que lê os valores contidos nos ângulos X e Y enviados pelo Arduino®.

Entretanto, esses valores são apenas caracteres e, por isso, não podem ser quantificados. Para que isso seja possível, foi utilizado um bloco do software que realiza a conversão de string para número para que os valores possam ser finalmente quantificados.

Após esse passo, foi preciso realizar mais um: passo, fazer com que o LabView® leia os valores decimais. Até agora, o software lia apenas os valores inteiros. Isso pode ser um problema, pois caso o ângulo do MPU fixado na órtese meça 7,27° o software apresentará na tela apenas 7 por exemplo, gerando uma imprecisão na medição. A fim de contornar essa situação, foi utilizado um bloco específico que realiza esta função, fazendo com que os valores sejam mostrados por completo. Posteriormente a conclusão de toda a programação, foi inserida um visor próprio do LabView®, para facilitar a leitura dos dados, como pode ser visto na Figura6. Deve-se atentar apenas no que diz respeito a “linkar” o visor, ou seja, ligar ao valor correspondente ao qual se deseja realizar a leitura.

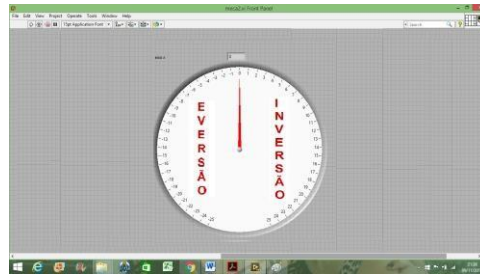


Figura 6 - Imagem do software LabView® pronto para iniciar os testes.

3. ANÁLISE E TESTES EXPERIMENTAIS

3.1. Órtese rígida

Foram realizados testes com a órtese rígida e com a órtese com o sistema de amortecimento. E para fins de validação foram alternados os valores dos ângulos (Kapandi, 2001), podendo medir o seu deslocamento em uma rampa de 5°, 10° e 15°. Para a realização dos testes e coleta de dados foi necessário um voluntário. A voluntária tinha como característica, pertencente ao sexo feminino pesando 65 Kg e 1,63 m de altura, não possuindo nenhum tipo de incapacidade, foi realizada a calibração dos ângulos no pé da voluntária utilizando um acelerômetro acoplado na perna, como pode ser observada na Figura 7 e 8, que demonstraram alguma variação devido a instabilidade da voluntária. Para efeito de observação temos na Figura 9 os gráficos dos ângulos com 5° e 10°.

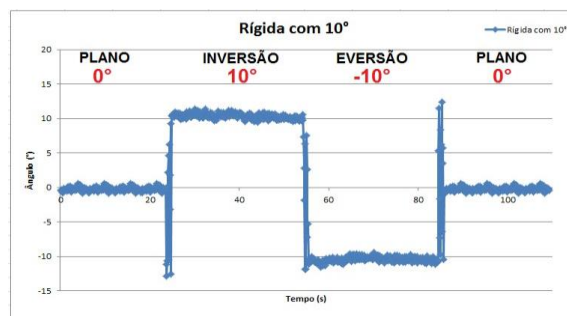
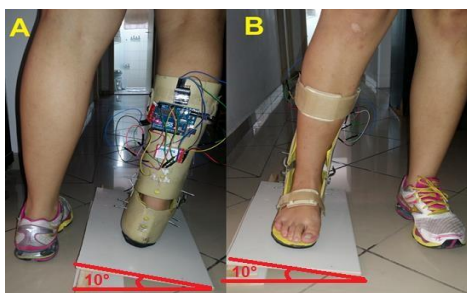


Figura 7 - Imagem A, movimento de inversão em um plano inclinado com 10° sem o sistema de amortecimento. Imagem B, movimento de eversão em um plano inclinado com 10° sem amortecimento.

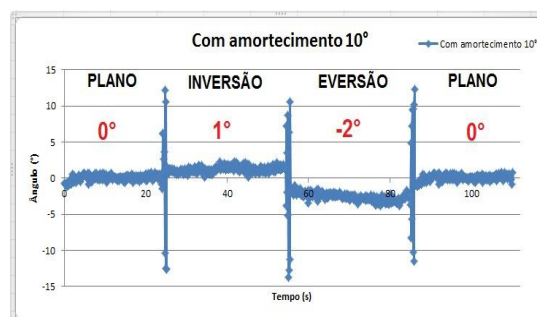
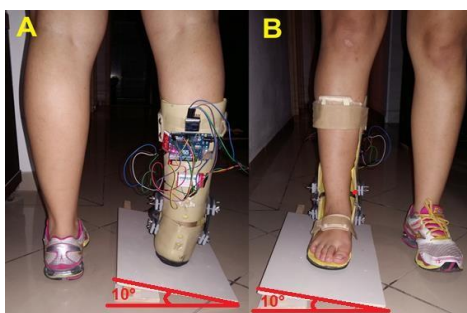


Figura 8 - Imagem A, movimento de inversão em um plano inclinado com 10° com o sistema de amortecimento. Imagem B, movimento de eversão em um plano inclinado com 10° com amortecimento.

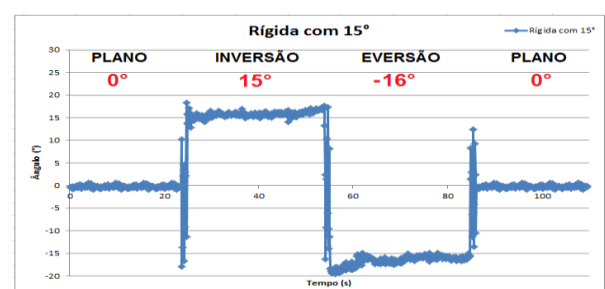
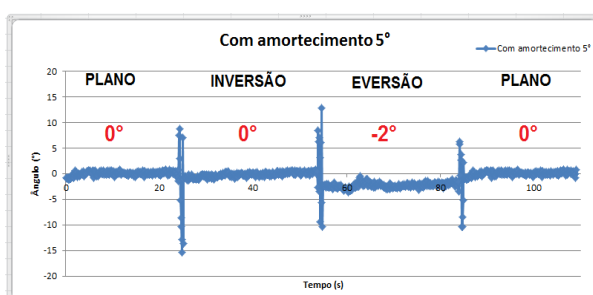


Figura 9 - Gráfico 5° e 15°, gráfico da angulação em função do tempo

4. CONCLUSÃO

O projeto do sistema de amortecimento se mostrou eficaz, onde nos movimentos de inversão a variação angular absorvida pelo sistema foi de 90%. E nos movimentos de eversão a variação angular absorvida pelo sistema foi de 80%, comparando esses valores com os valores obtidos com a órtese rígida. Pode-se observar também uma melhoria na calibração, onde o ângulo do piso foi calibrado em 0°.

Após a finalização do trabalho podemos comprovar que o novo sistema de amortecimento se mostrou eficaz, podendo suportar uma pessoa de 65 kg, e permitindo que ela possa adaptar seu pé em planos irregulares, compensando as variações angulares laterais.

O baixo custo do sistema de amortecimento também deve ser levado em consideração, além da intercambialidade do sistema que pode suportar outros valores de peso, apenas alterando o número de elásticos acoplados as laterais.

Conforme os testes realizados e os resultados obtidos pode-se comprovar que o sistema de amortecimento lateral desenvolvido será capaz de estabilizar os movimentos laterais de inversão e eversão resultantes de pisos irregulares, conforme Figura10. Reduzindo essa angulação é possível reduzir a pressão lateral nas articulações do joelho e na articulação do quadril.

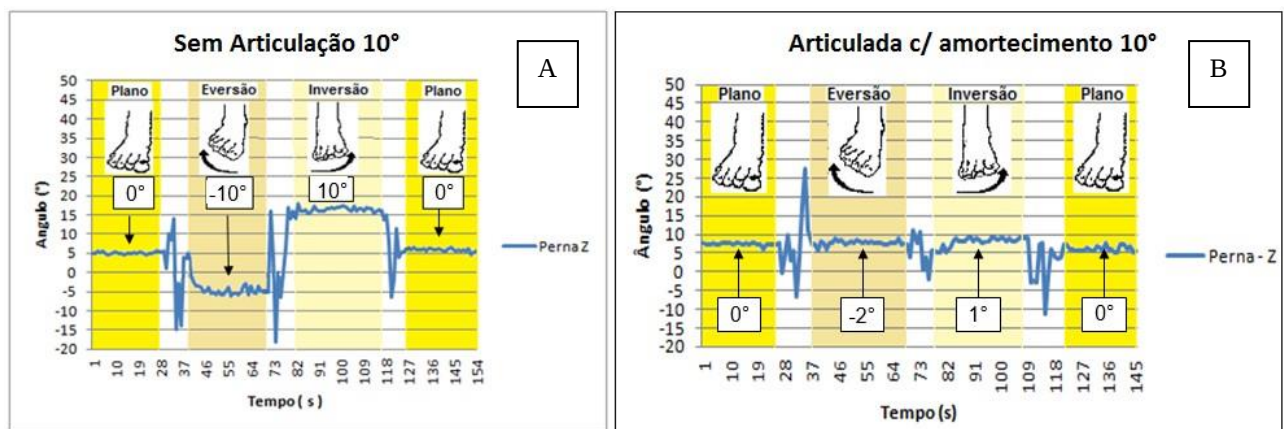


Figura10 – Imagem A foi realizado o movimento de inversão e eversão em um plano inclinado de 10° sem o sistema de amortecimento. Imagem B foi realizado o movimento de inversão e eversão em um plano inclinado de 10° com sistema de amortecimento.

5. REFERÊNCIAS

ASM. ASM Handbook: Mechanical Testing and Evaluation. 8. ed. Ohio, 2000.

CENSO DEMOGRÁFICO 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro: Ibge, 2010

COCK, A. Et al. A functional foot type classification with cluster analysis base don plantar pressure distribution during jogging. Gait and posture. Oxford, v.21, n.4, june. 2005.

COSTA, Rafael Vital. Desenvolvimento e análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes pós-ave. 2009. 118 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, São Paulo, 2009.

INVENSENSE. MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions. 4. ed. California, 2012. 47 p. KAPANDJI, I. A. Fisiologia Articular. São Paulo: Manole, 2001.

NIEMANN, Gustav. Elementos de Máquinas. São Paulo: Edgar Blucher, 1995.

6. AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Fundação Salvador Arena pelo apoio e incentivo às pesquisas, além dos profissionais que participaram direta ou indiretamente para elaboração deste trabalho.