



Desenvolvimento de um sistema de amortecimento lateral aplicado a uma órtese tornozelo-pé e análise estática angular através de acelerômetro

Development of a lateral damping system applied on an ankle-foot orthosis and angular static analysis through accelerometer

Nilson Yukihiro Tamashiro (pro5827@cefsa.edu.br)

Mestre em Engenharia Biomédica pela Universidade de Mogi das Cruzes e professor da Faculdade de Tecnologia Termomecânica.(FTT)

Lucas Santana (lucas_santana94@yahoo.com.br)

Estudante do curso de Tecnologia em Mecatrônica da Faculdade de Tecnologia Termomecânica (FTT)

Maitê Santos (maithe.almeida@hotmail.com)

Estudante do curso de Tecnologia em Mecatrônica da Faculdade de Tecnologia Termomecânica (FTT)

Resumo

A utilização de órteses mostra-se necessária em pessoas que perderam o domínio do equilíbrio, porém, em sua maioria, elas não controlam os movimentos de inversão e eversão, tornando-se um problema difícil o caminhar em pisos irregulares. Quando o controle dos movimentos de inversão e eversão pela órtese são inexistentes, ocorre uma sobrecarga nas articulações do joelho e do quadril. O objetivo deste trabalho é comparar estaticamente uma órtese com sistema de amortecimento lateral e a redução do seu peso com um projeto anteriormente realizado. Para isso, foi desenvolvido um sistema de amortecimento com elásticos e molas. A leitura e a comparação dos dados foram realizadas pelo acelerômetro conectado à placa Arduino®, transmitindo os dados para o computador por Bluetooth®. Esses dados foram analisados e salvos nos softwares LabView® e Excel®. Foram utilizados planos de 5°, 10° e 15°, e realizadas as medições do sistema. Comparando-se os resultados da órtese rígida com a órtese com sistema de amortecimento, 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. Conclui-se que, com o sistema de amortecimento lateral, ocorre a adaptação do pé ao solo, diminuindo a pressão lateral nas articulações do joelho.

Palavras-chave: Órtese tornozelo-pé. Inversão. Eversão. Acelerômetro.

Abstract

The use of orthoses seems to be necessary for people who have lost the rule command of body balance of balance. However, most of those people cannot control the movements of inversion and eversion, becoming the action of walking a problem when it is done on uneven floors. When the control of the inversion and eversion movements by bracing is absent, it occurs an overload in the knee and hip. The objective of this paper is to compare statically a brace with lateral damping system and reduced weight with the previous project. A damping system with rubber bands and springs was developed. The reading and comparison of data was performed by the accelerometer connected to the Arduino® board that transmits the data to the computer via Bluetooth® technology. Those data would be analyzed and saved in Excel® and LabView® software. It was used 5°, 10° and 15° plans, as well as system measurements. Comparing the results of the rigid brace with a brace with side damping system, it was possible to observe that there was a reduction in the side angle of the leg. Through the 10° tilt tests, it was found that there was a reduction of 80% in the eversion angle and of 90% in the inversion angle. In conclusion, with the lateral damping system there is the adaptation of the foot to the soil, decreasing the lateral pressure on the knee.

Keywords: Orthosis OTP. Inversion. Eversion. Accelerometer.

Introdução

Segundo o Censo Demográfico de 2010, cerca de 7% da população brasileira apresenta deficiência motora, sobretudo na faixa acima de 65 anos. De acordo com Costa (2009), as órteses são dispositivos utilizados por pacientes que necessitam restringir o movimento, bem como por aqueles que precisam ter seus movimentos auxiliados. Um dos tipos mais utilizados são as de tornozelo-pé. Conforme estudos realizados por Silva (2014), este tipo de órtese é o mais usado pela população, representando cerca de 26% do total de órteses fornecidas pelos Estados Unidos, para evitar deformidades do tornozelo e do pé de forma simultânea e melhorar a estabilidade do tornozelo.

Segundo Silva (2014), os modelos mais comuns de órteses tornozelo-pé são as de plástico termomoldável, adaptadas com tiras de velcro, os quais podem ser confeccionados conforme a medida do paciente.

Araújo (2010) afirma que a evolução da microeletrônica e da informática, além do desenvolvimento de materiais com alta resistência e leveza, tornou possível a confecção de dispositivos robóticos mais eficientes, os quais auxiliam na locomoção de pessoas com dificuldades. Conforme Araújo (2010), para o desenvolvimento de uma órtese que auxilie a locomoção de uma pessoa, é preciso ter o conhecimento de alguns conceitos, como a marcha humana e os esforços envolvidos nos movimentos. A assistência de dispositivos de apoio, como órteses e próteses que restauram algumas das funções do tornozelo e do pé, é necessária para as pessoas com dificuldades de locomoção, como mostra Azzi (2013), para que consigam realizar o processo de caminhar.

Segundo Tamashiro (2013), as próteses e órteses desenvolvidas até então abordavam somente os movimentos de plantiflexão e dorsiflexão durante a marcha. Devido ao foco nesses dois tipos de movimentos, não se leva em consideração o problema da estabilidade da eversão e da inversão, especialmente no que diz respeito a terrenos irregulares. Desse modo, o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de amortecimento lateral para os movimentos de eversão e inversão de uma órtese tornozelo-pé, bem como de reduzir seu peso, em relação ao aparelho projetado anteriormente.

Método

Projeto mecânico

O trabalho partiu de uma órtese proveniente do trabalho realizado por Azzi (2013), articulada no seu movimento de eversão, inversão, dorsiflexão e flexão plantar. Esta órtese apresentava alguns problemas, como o seu peso, que atingia 2,08Kg. Como a alteração do seu material não foi financeiramente viável, partiu-se para a substituição do sistema de amortecimento.

A órtese continha um sistema de amortecimento por mola de compressão na parte traseira, que limitava fisicamente o movimento de flexão plantar e retornava, com o auxílio da mola, para a dorsiflexão, impedindo o movimento de arraste. Para os movimentos de inversão e eversão, foram utilizadas também molas de compressão, que controlavam os movimentos laterais ajustando assim a angulação de acordo com a irregularidade do piso. O amortecimento no calcanhar seguiu o mesmo parâmetro anterior, utilizando mola de compressão.

Para alterar o sistema de amortecimento, foram planejadas alterações que não afetassem o controle de estabilidade em planos inclinados. Foi então planejada a substituição das molas por elásticos, que, em vez de sofrerem compressão igual à do sistema anterior, responderiam, ao serem tracionados. Também foi planejado um sistema de mola de compressão para dar sustentação aos elásticos. Iniciou-se ainda um projeto de acoplamento do elástico à estrutura da órtese, além de ser idealizado um dispositivo para a sua fixação.

O dispositivo foi confeccionado no software Inventor e enviado para a prototipagem em três dimensões (3D). Ele foi impresso com o material Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), uma das várias opções disponíveis no mercado. Benaducci (2014) realizou um ensaio mecânico de tração com um tipo de polímero, a Poliamida 66 (PA66), com o qual obteve as curvas tensão-deformação desse material, mostrando que os polímeros possuem apenas zona elástica.

Para fim de testes, foram selecionados três tipos de materiais elásticos que poderiam ser utilizados. O primeiro deles foi o garrote de látex, o segundo foi a câmara de pneu de automóvel e, por último, a câmara de pneu de caminhão.

Segundo a ASM (2000), o ensaio de tração é um dos mais utilizados para a avaliação de materiais. Em geral, esse tipo de ensaio é realizado prendendo-se as extremidades opostas do material de teste

em um intervalo de carga que a máquina de teste oferece. A força de tração é aplicada pela máquina, resultando num alongamento gradual e numa eventual fratura do material de teste.

Para a realização do ensaio de tração, foi necessária a padronização dos corpos de prova, deixando-os com a mesma dimensão. A máquina utilizada para o ensaio é a MTS Insight, fabricada nos Estados Unidos, cujo modelo possui capacidade para até 150 KN, auxiliada pelo software de aquisição de dados TestWorks®, o qual permite visualizar os resultados de ensaios mecânicos de forma precisa, através de um feixe de espectros.

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

Ambos os testes foram feitos a uma velocidade de 200 mm/min, obedecendo às normas de ensaio de tração ASM (Sociedade Americana de Metais), que prevê como duração mínima de um ensaio o período de um minuto. Todos os testes com velocidade de 200 mm/min tiveram duração superior a um minuto.

Encerrados os testes, os valores obtidos foram enviados para um arquivo no bloco de notas e, em seguida, foram exportados para um arquivo de Excel®, no qual foram inseridas nas células as fórmulas para obtermos o valor da tensão de escoamento, o valor da constante k do elástico e o valor da deformação.

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

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

onde F é a força, A é a área e σ é a tensão de ruptura.

A deformação do material é importante para a construção da curva tensão-deformação. O seu valor pôde ser obtido através do software de ensaio de tração, que continha os valores do alongamento

do material. O valor da deformação é o comprimento inicial do corpo de prova mais o valor do seu alongamento.

Depois de inseridas as fórmulas, foram obtidos diversos valores de tensão de escoamento e de deformação do material e, em seguida, todos os valores que 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 1.

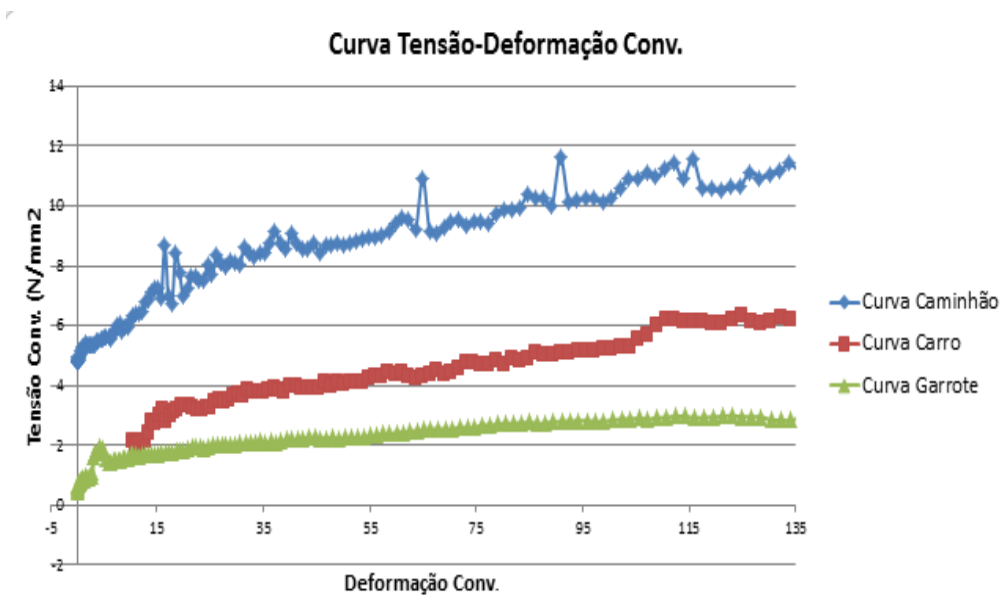


Figura 1 - Tensão em função da deformação, comparando-se as três curvas dos materiais.

O valor da tensão de escoamento em polímeros e borrachas corresponde ao último ponto antes da ruptura do material, daí o nome tensão de ruptura. Como os polímeros não têm zona plástica, o material é composto apenas por zona elástica, tendo um único ponto relativo à tensão, sendo este a tensão de escoamento.

Para dimensionar o valor da constante do material elástico k , utiliza-se a Lei de Hooke, que diz que a referida constante pode ser obtida por meio da relação entre força e deslocamento.

Como os valores da força e do deslocamento já tinham sido obtidos diretamente por meio do software, bastou inserir os valores em um gráfico e, em seguida, adicionar uma linha de tendência, na qual foi possível obter a função da reta, que pode ser definida pela força em função do deslocamento. Cada material teve sua linha de tendência definida.

Em seguida, depois de obtidas todas as funções, foi efetuado o cálculo para adquirir a constante k de cada material. A partir da equação da reta e por meio da variação dos valores de deslocamento, o x da função, foram obtidos os valores de força, ou seja, o y da função. Em seguida, foram construídas tabelas (tabelas 1, 2 e 3) indicando as variações de deslocamento e seus respectivos valores de força. Por meio deles, foi possível calcular o valor da constante dos elásticos, já que a constante é a relação entre força e deslocamento (figura 2).

Tabela 1: Resultados para a obtenção da constante elástica do garrote

Deslocamento(mm)	Força(N)	Constante K(N/mm)
100	96,335	0,96335
200	145,195	0,72598
300	194,055	0,64685

Tabela 2: Resultados para a obtenção da constante elástica da câmara de pneu de automóvel

Deslocamento(mm)	Força(N)	Constante K(N/mm)
100	82,816	0,82816
200	129,886	0,64943
300	176,956	0,58985

Tabela 3: Resultados para a obtenção da constante elástica da câmara de pneu de caminhão

Deslocamento(mm)	Força (N)	Constante K(N/mm)
100	212,01	2,1201
200	305,53	1,5276
300	399,05	1,3301

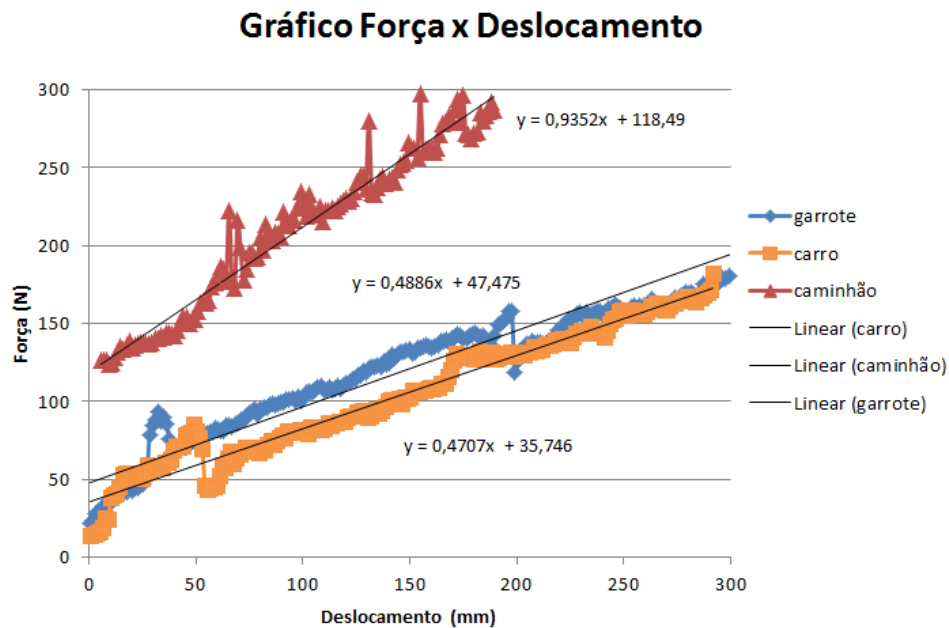


Figura 2 - Força em função do deslocamento, comparando-se as três curvas dos materiais.

Posteriormente, foi calculada uma média entre os valores da constante de cada material para se obter um único valor. Os valores encontrados das médias foram 0,7787N/mm, para o garrote; 0,6891 N/mm, para a câmara de pneu de automóvel e 1,6593N/mm, para a câmara de pneu de caminhão.

Para a realização do amortecimento nos movimentos de inversão e eversão, foi necessária a instalação de uma mola de torção junto à articulação, que executa a tensão nos elásticos. Como essa mola influencia nos movimentos de inversão e eversão, foi necessária a realização de testes para ser obtido o seu valor da constante K. Para isso, foi criado um sistema para o cálculo de seu K, por meio da lei de Hooke, já que é possível chegar ao seu valor pela relação entre força e deslocamento.

A partir dos resultados obtidos, foi feito um gráfico da constante K, no qual o deslocamento, (eixo x) está em função da força (eixo y). Foi adicionada uma linha de tendência, pela qual foi possível obter a equação da reta, como pode ser observado na figura 3.

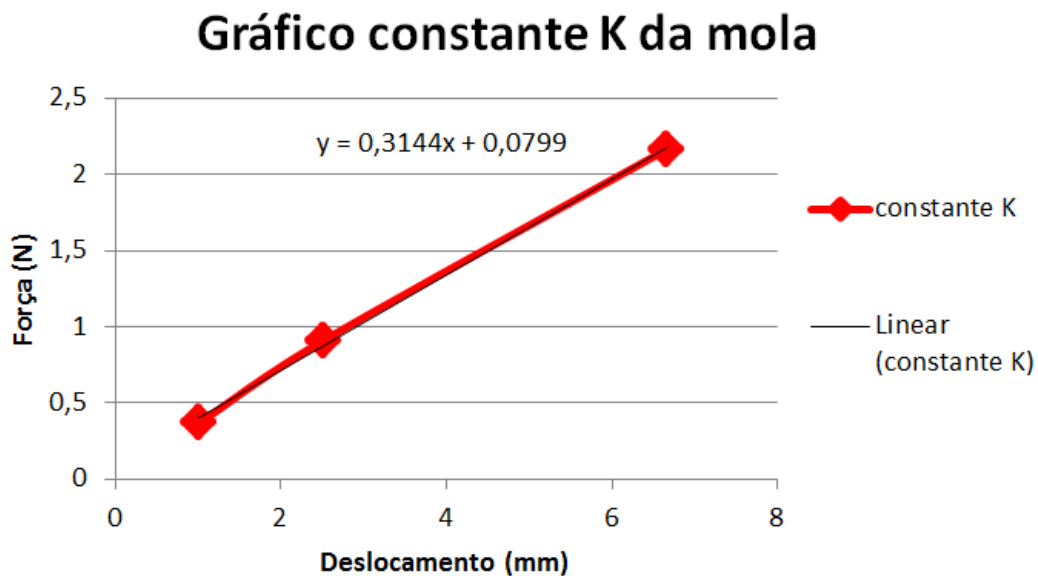


Figura 3 - Constante K da mola, onde o deslocamento está em função da força.

Por meio da equação da reta, foi possível variar os valores do deslocamento no eixo x, e obter seus respectivos valores de força, representada no eixo y, e, posteriormente, dividir os valores de força pelos seus correspondentes valores de deslocamento, alcançando assim os valores de k, como podemos verificar na tabela 4. Depois disso, foi feita uma média com todos os valores de k obtidos, e chegamos ao k da mola de 0,3508N/mm.

Tabela 4: Resultados para a obtenção da constante elástica k da mola

Deslocamento(mm)	Força(N)	Constante K(N/mm)
1	0,3943	0,3943
2	0,7078	0,3543
3	1,0231	0,3410
4	1,3375	0,3343
5	1,6519	0,3303

Projeto eletrônico

O projeto anteriormente realizado tinha como foco a aquisição de dados por intermédio de dois acelerômetros, um inserido na perna e outro no pé, tendo como foco a captação dos ângulos referentes a estes dois segmentos do corpo. Todos estes dados eram processados por um microcontrolador - *Programmable Interface Controller* - PIC -, o qual transmitia estes dados para um terminal de PC por intermédio da tecnologia Bluetooth®.

Devido à sua versatilidade e à possibilidade de uso das bibliotecas, a plataforma Arduino® foi escolhida para substituir o microcontrolador PIC. Para ler os ângulos em X e Y da perna, utilizou-se o módulo MPU 6050, o qual possui um acelerômetro e um giroscópio. Desse modo, conseguiu-se uma modernização frente ao acelerômetro utilizado isoladamente.

Segundo o estudo realizado por Bianchi (2014), o hardware do Arduino® não requer nenhuma permissão para uso e permite trabalhos derivados tanto para uso pessoal quanto para comercial, contanto que haja crédito para o projeto oficial.

Segundo a InvenSense (2014), o *Motion Processing Unit* (MPU) 6050 é um processador integrado de 6 eixos que elimina o desalinhamento associado com soluções discretas tanto do giroscópio quanto do acelerômetro, sendo que este dispositivo combina um acelerômetro de 3 eixos, bem como um giroscópio, também com 3 eixos, em apenas um encapsulamento.

A programação elaborada para captar os ângulos do MPU 6050 foi escrita no Arduino®, um software de código aberto, disponibilizado gratuitamente e que compila o programa para a placa de mesmo nome. Para a programação, utilizou-se a linguagem C++.

Uma das características do MPU 6050 é que ele fornece valores que variam conforme se movimenta o módulo. Como existe uma relação entre esses valores com o deslocamento e a rotação do módulo, o cálculo dos ângulos tornou-se possível. Para tanto, foi necessário descobrir os offsets do MPU 6050, ou seja, os pontos que o programa considerava como referência na hora de realizar os cálculos foi o ponto zero. A obtenção desses valores de referência foi feita com o auxílio de uma segunda programação, contida em outro arquivo. Para que este processo fosse bem-sucedido, foi necessário que o módulo estivesse fixado, em repouso, sob alguma superfície horizontal. Com esses valores em mãos, pôde-se partir para o segundo passo: inserir os valores de offset na “programação principal”, a qual ficou encarregada de realizar o cálculo dos ângulos. Para essa ação, foram utilizadas as equações 2 e 3, que fazem uso dos valores obtidos nos eixos X e Y:

$$\theta_x = \left(\frac{180}{\pi}\right) * \tan^{-1} \left(\frac{AcY}{\sqrt{(AcX^2 + AcZ^2)}}\right) \quad (2)$$

$$\theta_y = -\left(\frac{180}{\pi}\right) * \tan^{-1} \left(\frac{AcX}{\sqrt{(AcY^2 + AcZ^2)}}\right) \quad (3)$$

onde AcX e AcY são os valores obtidos no offset para o acelerômetro nos eixos X e Y, respectivamente.

Com os ângulos calculados, foi possível visualizar seus valores pelo monitor do software Arduino®. Entretanto, esses valores não condiziam com o esperado. A fim de resolver esse problema, fez-se necessária uma calibração do MPU 6050. Assim, foi utilizado um plano inclinado, o qual serviu de referência para a obtenção dos ângulos.

Após a obtenção dos valores, foi possível encontrar uma relação entre esses valores e, conseqüentemente, com a ajuda do software Microsoft Excel®, obter um gráfico com sua respectiva equação de conversão para o eixo X e Y:

$$\theta_x = 0,001x^2 + 0,9317x + 0,0597 \quad (4)$$

$$\theta_y = -0,0074y^2 + 1,2114y - 0,4949 \quad (5)$$

Onde θ_x e θ_y representam os ângulos de seus respectivos eixos.

Com o programa finalizado, foi confeccionado um sistema de alimentação para o Arduino®. Como os cabos possuíam pouco comprimento, utilizou-se a tecnologia Bluetooth®.

Segundo Affonso (2014), o Bluetooth® é um padrão que define um conjunto bastante extenso de protocolos para comunicação de curtas distâncias sem fio.

Com o sistema de alimentação pronto, a etapa seguinte foi a utilização do software LabView®. Segundo Ferlin e Newton (2014), este software utiliza uma linguagem de programação baseada em diagramas de blocos, os quais realizam diversas operações, como soma e integrais, entre outras. De acordo com os estudos realizados por Kajiyama e Amaral (2014), este é um software de interface simples

que possui ferramentas para o desenvolvimento de diversas aplicações, sejam de medições ou de controle.

Este software possui a capacidade de se comunicar com o Arduino® por meio de um módulo Bluetooth®, o qual é acoplado ao 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 os blocos de programação do próprio software, convertendo os caracteres recebidos em numerais, tornando possível sua leitura. Após a conclusão de toda a programação, foi inserido um visor próprio do LabView®, para facilitar a leitura dos dados.

Testes e resultados

O primeiro teste realizado foi a pesagem da bota com o sistema de amortecimento e o sistema de medição instalados. Com isso, obtivemos o valor de 1,18Kg de toda a estrutura (figura 5).



Figura 5 - Pesagem do sistema anterior em comparação com o novo peso obtido.

Em seguida, foram realizados testes com a órtese rígida e com a órtese com o sistema de amortecimento. Para fins de validação, o deslocamento dos ângulos foi medido em rampas de 5° , 10° e 15° .

As rampas que serviram para os testes foram avaliadas e medidas por meio de um aplicativo de celular (figura 6), que possibilita verificar a angulação e, se necessário, alterá-la.



Figura 6 – Testes para verificar a angulação do plano.

Uma voluntária, com 1,63m de altura e 65 kg e sem nenhum tipo de incapacidade motora, participou da fase de testes para a coleta de dados. Foi realizada também a calibração dos ângulos no pé da voluntária. Para que esta calibração fosse possível, foi determinado que não houvesse nenhum movimento durante a calibração e que a voluntária se posicionasse em pé.

Ao contrário do projeto anterior, o qual fez uso de um acelerômetro no pé e outro na perna, foi utilizado apenas um acelerômetro acoplado à perna, já que é dispensável outro sensor acoplado ao pé porque o ângulo da parte inferior fica definido com a placa.

Teste com a órtese rígida em um plano de 10°

Para travar o movimento de inversão e eversão da órtese, foi utilizado um dispositivo acoplado às laterais, possibilitando a realização dos testes de órtese rígida, bloqueando os movimentos laterais.

Todos os dados obtidos foram salvos em um arquivo do Excel®, no qual foi possível a construção de um gráfico da angulação em função do tempo (figura 7).

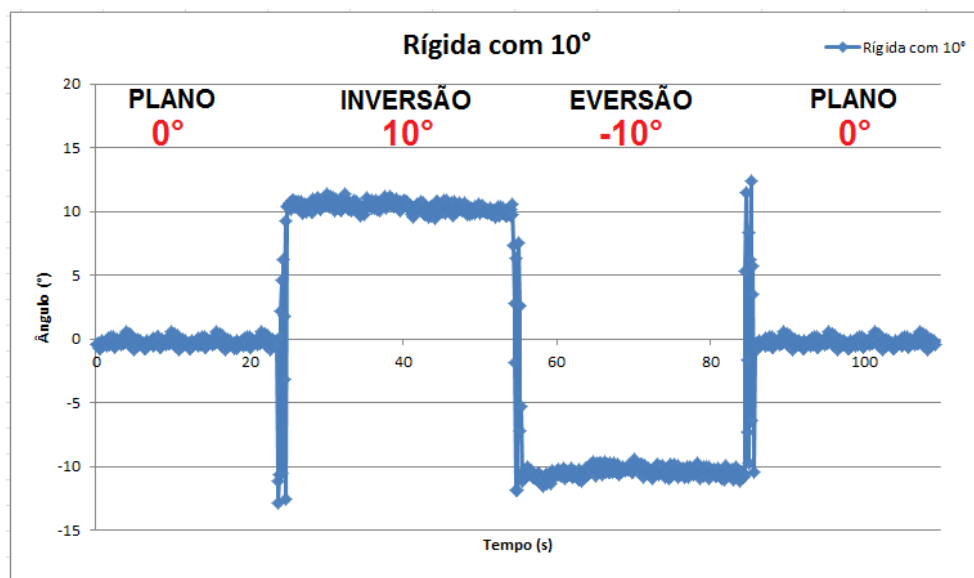


Figura 7 - Movimentação para testes da órtese rígida em um plano de 10°, estando a angulação em função do tempo.

Teste com amortecimento na órtese em um plano de 10°

Para a realização dos testes no plano inclinado de 10° com utilização do sistema de amortecimento, foi necessário retirar o dispositivo que realizava o travamento dos movimentos de inversão e eversão e realizar a instalação do sistema de amortecimento. Em seguida, foram iniciados os testes no plano de 10°, executando-se movimentos de inversão e eversão com o sistema de amortecimento. Os valores obtidos foram salvos no Excel® para a construção de um gráfico que esboçasse a movimentação e a angulação obtidas (figura 8).

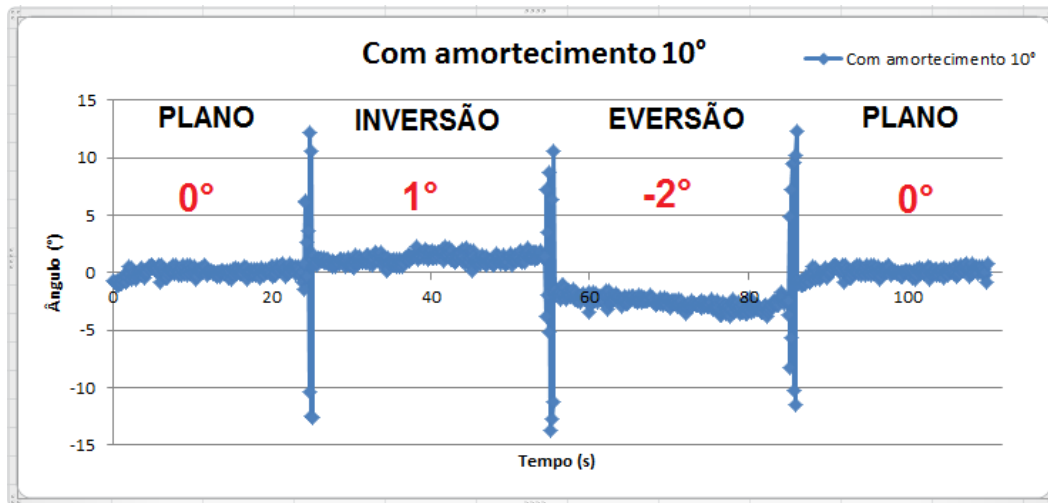


Figura 8 - Movimentação para testes da órtese com amortecimento em um plano de 10°, estando a angulação em função do tempo

Comparação entre o projeto anterior e o novo projeto

No projeto anterior, desenvolvido por Azzi (2013), foram realizados os mesmos testes com a órtese rígida e com a órtese com um sistema de amortecimento, os quais mediram a angulação no piso nos planos de 10°, tanto nos movimentos de inversão quanto nos de eversão, finalizando com a parada sobre o piso.

Após a comparação dos dados obtidos do projeto antigo com os do novo projeto, foram confeccionadas duas tabelas (5 e 6), nas quais os dados do antigo e os do novo projeto foram inseridos e comparados.

Primeiramente, foram comparados os valores obtidos com o plano. Em seguida, foram comparados os dados do plano de inversão e eversão com 10° e, por último, foram comparadas as variações entre esses resultados, que seriam a diferença entre o valor do plano e o valor da eversão, e a diferença entre o valor do plano e o valor da inversão.

Tabela 11: Comparação entre os resultados obtidos no movimento de inversão no plano de 10°

Inversão de 10°				
		Plano	Inversão 10°	Variação
Antigo	Perna rígida	5°	16°	11°
	Perna com amortecimento	8°	9°	1°
Novo	Perna rígida	0°	10°	10°
	Perna com amortecimento	0°	1°	1°

Tabela 12: Comparação entre os resultados obtidos no movimento de eversão no plano de 10°

Eversão de 10°				
		Plano	Eversão 10°	Variação
Antigo	Perna rígida	5°	-5°	10°
	Perna com amortecimento	8°	8°	0°
Novo	Perna rígida	0°	-10°	10°
	Perna com amortecimento	0°	-2°	2°

Os novos valores, ao serem comparados com os do projeto antigo, demonstraram a eficácia do novo projeto.

O valor obtido no plano, no que diz respeito ao novo projeto, foi de 0°, demonstrando que a calibração foi bem-sucedida, enquanto no projeto antigo o valor é obtido quando a pessoa fica em pé no plano de 5°, ao invés de 0°.

No plano de 10°, durante a eversão, verificou-se que, no projeto antigo, a variação entre o piso e o plano de 10° com a órtese rígida foi o mesmo valor do novo projeto, com variação de 10°. Já no mesmo plano de eversão de 10° com os sistemas de amortecimento, os valores diferiram em 2°. Assim sendo, no projeto antigo a variação foi de 0°, e no novo projeto, de 2°, reduzindo-se 80% da carga.

Com relação ao plano de 10° durante a inversão, a variação no projeto antigo entre o piso e o plano inclinado de 10° com a órtese rígida se mostrou semelhante aos valores obtidos no novo projeto. No projeto antigo, a variação obtida foi de 11° e, no novo projeto, foi de 10°. Comparando com os

sistemas de amortecimento, constatamos que as variações obtidas nos dois projetos foram as mesmas, ambas variando apenas 1°, correspondentes a uma redução de 90% no novo projeto.

Considerações finais

Após a realização da pesagem, concluímos que o peso de todo o sistema, que antes era de 2,08 Kg, passou a ser de 1,18 Kg, ou seja, uma redução de 43% do peso total da estrutura. Com esta diminuição de peso, a locomoção do usuário será facilitada. No novo projeto, o sistema de amortecimento se mostrou eficaz. Nos movimentos de inversão, a variação angular absorvida pelo sistema foi de 90%, e nos movimentos de eversão, ela foi de 80%, comparando-se esses valores com os obtidos com a órtese rígida. Pode-se observar também uma melhora na calibração, com o ângulo do piso calibrado em 0°, fazendo com que as medições se tornem precisas e facilitando o entendimento na hora de visualizar a absorção da carga pelo sistema.

Referências

- ARAÚJO, M.V. *Membros inferiores com sistema eletrônico embarcado*. 2010. 96 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia de Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2010.
- ASM. *ASM Handbook: mechanical testing and evaluation*. 8. ed. Ohio, 2000.
- AZZI, A. *Desenvolvimento e análise de uma órtese com sistema de amortecimento do movimento de eversão e inversão do tornozelo-pé*. 2013. 68 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2013.
- BENADUCCI, D.. *Nanocompósitos de poliamida 6,6 reciclada reforçados com nanofibras de celulose para aplicação em peças automotivas*. 2014. 86 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciências, Engenharia de Materiais, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014
- BIANCHI, A.J. *Processamento de áudio em tempo real em dispositivos computacionais de alta disponibilidade e baixo custo*. 2014. 121 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência da Computação, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.
- BRANCO, P.S.; TOMÁS, R.; CLÁUDIO, S. *Temas de reabilitação: ortóteses e outras ajudas técnicas*. Lisboa: Servier, 2008. 76 p.
- COSTA, R. V. *Desenvolvimento e análise da aplicabilidade de uma órtese tornozelo-pé durante a marcha de pacientes*. 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.



KAJIYAMA, A.H.; AMARAL, R.G. *Transmissão de dados sem fio para dispositivo de auxílio à marcha suspensa de tetraplégicos*. 2014. 97 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

FERLIN, A. G.; NEWTON, A.C.M. *Aplicação de transdutores no treinamento de marcha assistida para pacientes com lesões medulares*. 2014. 77 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

SILVA, J.R.A.. *Avaliação e Certificação de dispositivos protéticos e ortéticos para o membro inferior*. 2014. 72 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade de Porto, Porto, 2014.

SILVA, M.D.S. *Da ideia ao mercado: concepção e produção de órteses para o membro inferior*. 2014. 123 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade de Porto, Porto, 2014.

TAMASHIRO, N.Y.. *Desenvolvimento e análise estática de uma prótese com sistema de amortecimento do movimento de eversão e inversão do tornozelo-pé*. 2013 77 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2013.