

SISTEMA DE COLETA DE DADOS E TRANSMISSÃO DINÂMICA DE UMA ÓRTESE TORNOZELO E PÉ

Data collection system and dynamic transmission of an ankle-foot orthosis

Lucas de Moraes Gonçalves¹, Arthur dos Santos Andrade², Nilson Yukihiro Tamashiro³, Marco Antonio Fumagalli⁴, Antonio do Couto Pitta⁵, Agnaldo Azzi⁶

4 Doutor (PUC), 3,5,6 Mestre (UMC), 1Tecnólogo (FTT), 2 Tecnólogo (FTT).

nupe@eniac.edu.br [ldmgoncalves@gmail.com e arthurandrade07@gmail.com]

RESUMO

Devido as constantes lesões que ocorrem na sociedade como um todo, as órteses foram se tornando uma preocupação constante, seja para facilitar o dia a dia de pessoas com problemas crônicos ou na recuperação de algumas lesões. Temos diversos tipos de órteses, mas inicialmente elas eram feitas para a mobilização do membro por completo, mas atualmente possuímos órteses rígidas e semirrígidas. Neste trabalho estaremos dando ênfase às órteses para os membros inferiores e mais especificamente as órteses para o tornozelo-pé, este trabalho visa fazer as medições de ângulos no ciclo de marcha de forma dinâmica, e a leitura desses dados será feita através de um sensor TPS e serão transmitidas via Bluetooth® para o computador, no qual serão lançados no Excel® e o mesmo nos plotará gráficos que permitem a análise da marcha no período estudado. Além de reduzir os impactos no movimento de inversão, eversão, flexão plantar e dorso flexão, através dos elásticos instalados no sistema, os quais já estavam presentes no trabalho anterior, realizado por Silva e Almeida.

Palavras-Chave: Órtese tornozelo-pé. Inversão. Eversão. Flexão plantar. Dorso flexão. TPS.

ABSTRACT

Due to constant injuries that happen in our society like a total, orthosis became a constant worry, either to make day by day easier to people that have chronic problems or to recover from some injuries. We have a lot of orthosis types, but initially they were made to immobilize the member completely, nowadays however we have rigid and semi-rigid orthosis. We will be giving emphasis on lower limbs orthosis, but specifically on ankle-foot

orthosis. This work aims to take measure of angles that are involved in the cycle of human gait in a continuous and dynamic ways, and the reading of this data will be made by the TPS sensor and will be transmitted by Bluetooth® to the computer, whereupon will be launched in Microsoft Excel® so it will plot graphics that allow the gait analyses during the study period. In addition to reducing the impact in the inversion, eversion, plantar flexion, dorsal flexion, by elastics instaled on the system, which was already presented in the las work made by Silva and Almeida.

Key-words: Ankle-foot orthosis, Inversion, Eversion, Plantar flexion, Dorsal flexion, TPS.

INTRODUÇÃO

Segundo dados do IBGE (2015), cerca de 6,2% da população brasileira possui algum tipo de deficiência, e dentre essa porcentagem 1,3%, ou seja, mais de dois milhões de pessoas tem algum tipo de deficiência física e quase a metade desse total (46,8%) têm grau intenso ou muito intenso de limitações. Tendo em vista que dentre esses casos, temos alguns nos quais necessitam o uso de próteses, pois já perderam o membro em questão, mas no caso de lesões as órteses são muito utilizadas para reabilitação funcional do membro atingido, auxiliando no

tratamento da lesão e até mesmo agilizando o processo de recuperação. O trabalho realizado estará focado na adaptação, análise e sensoriamento de uma órtese para tornozelo-pé, na qual visa os movimentos de inversão, eversão, flexão plantar e dorso flexão do pé.

1. Órteses

Este trabalho tem como foco o desenvolvimento de um sistema de coleta dinâmica de dados com envio de dados via Bluetooth®; faz-se necessário também realizar um estudo sobre órteses.

Segundo Silva (2014) o objetivo do uso de órteses é restaurar as funções perdidas, normalmente após uma doença ou uma condição neurológica, aos seus níveis naturais.

A origem etimológica do termo órtese (Orthosis) vem da palavra grega “orthos” que significa direito, reto, normal.

2. Resumo histórico

Segundo Silva (2014) as órteses surgiram há milhares de anos, por razões meramente funcionais onde o homem usava um pedaço de madeira para se apoiar, de forma a poder caminhar com apenas um membro inferior. Desde guerras ao encobrimento

de deformações, estes produtos foram e serão o espelho do aperfeiçoamento da medicina e da sua fusão com a tecnologia. São utilizadas desde a antiguidade, nessa altura construídas de maneira artesanal e sem princípios técnicos bem definidos.

Órtese não é um termo novo, pois em 1973 a American Academy of Orthopedic Surgeons padronizou a terminologia, que anteriormente recebia o nome de acordo com o desenvolvedor do projeto.

Com o passar dos séculos e o inerente avanço da tecnologia, as órteses foram aprimoradas e adaptadas seguindo o avanço da ciência dos materiais e às novas técnicas de fabricação que eram empregadas.

A utilização de órteses vem desde o antigo Egito, onde era utilizada no tratamento de fraturas, onde eram confeccionadas com folhas e casca de árvores, cana e bambu (FRANCISCO, 2004).

3. Definição

Após essa abordagem a respeito do histórico das órteses, partiremos para o conceito das mesmas.

Órtese pode ser entendida como um equipamento, aparelho ou

dispositivo ortopédico de uso externo, como coletes, palmilhas, calçados especiais, tutores, entre outros, que são destinados a alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, a melhorar a função das partes móveis do corpo ou corrigir alterações morfológicas de um órgão, de um membro ou de um segmento de um membro (SILVA, 2014).

Rodrigues (2011) ainda diz que as órteses são dispositivos usados para corrigir e/ou impedir o avanço da deformidade do membro em questão, amortecer os impactos sofridos, bem como diminuir a ação do trauma e das deformidades.

Outra definição sobre órteses cita que esta pode ser definida como um aparelho externo projetado para compensar a fraqueza ou a ausência de função muscular (ARAÚJO, 2010).

4. METODOLOGIA

a. Linhas características dos sensores

Para fins de validar os sensores utilizados foi levantada a curva característica de cada sensor. E por serem de fabricantes distintos a validação individual dos mesmos foi de suma importância, para que obtivéssemos uma conversão precisa. A curva dos mesmos foi feita da seguinte

forma, através do sistema de coleta de dados montado com arduino e o modulo bluetooth, os dados foram adquirido e plotados no Excel®. Através dos dados adquiridos, uma equação foi elaborada para que o gráfico fosse gerado de ADC por graus.

Gráfico gerado para o inclinômetro para valores de tensão:

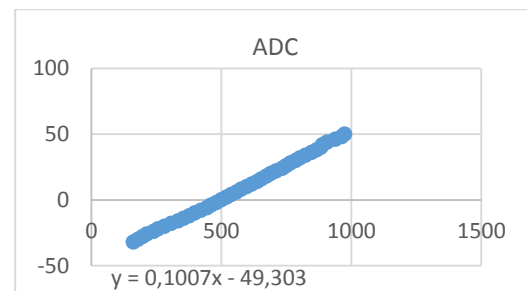


Gráfico gerado para o eixo de dorso flexão e flexão plantar:

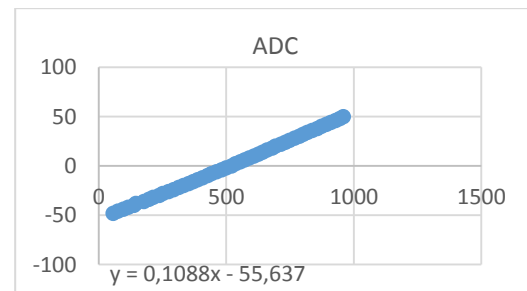
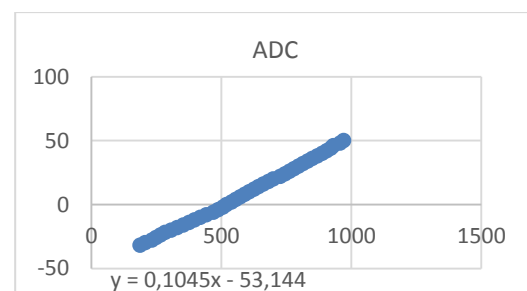


Gráfico gerado para o sensor dos movimentos de inversão e eversão:

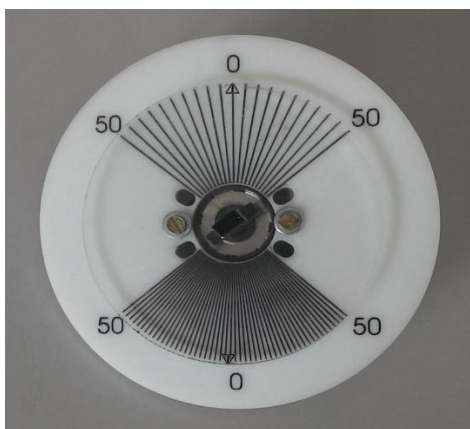


b. Validação do sensor TPS

Para validar o sensor foi necessária a construção de um dispositivo que permitisse determinar valores angulares e comparar com valores na unidade ADC (Analogto-Digital Converter) que é a unidade que o microcontrolador ATMEL ATmega328 do Arduino® uno utiliza para leituras analógicas. Permitindo conhecer o comportamento do elemento potenciômetro, além de determinar a equação para calibração do sistema.

Foi construído um transferidor com duas resoluções para que os resultados fossem comparados e a equação de comportamento fosse mais precisa.

O projeto do dispositivo foi executado no software CoreDraw8®, o arquivo é transformado para o formato PLT para que possa ser transmitido para Engraver, na qual a peça de acrílico foi cortada e gravada de acordo com o projeto.



c. Projeto anterior da órtese tornozelo-pé

A junta que havia sido projetada possuía algumas limitações para a completa extensão dos movimentos do pé, por esta razão foi decidido que para atender as demandas para as quais a órtese tinha sido produzida, fez se necessário a realização de um novo projeto de junta para a órtese, no qual teria sua extensão de acordo com as necessidades biomecânicas do pé. Além do que a órtese anterior disponibilizava de apenas um sensor do tipo DMP, que possuía a necessidade de ser recalibrado a cada uso.

De acordo com Silva e Almeida (2015) o trabalho realizado constituía-se na análise estática em 5°, 10° e 15° de inclinação no plano dos movimentos de inversão e eversão.



Fonte: Adaptado de Silva e Almeida (2015).

d. Projeto da nova órtese

A nova órtese foca na necessidade de além dos movimentos de

inversão, eversão, também ler os movimentos de dorso flexão e flexão plantar, por isso o projeto anterior passou por alterações para que fosse possível usar a órtese da mesma maneira para apoiar os movimentos e coletar dados que são de suma importância para avaliação durante tratamentos médicos.

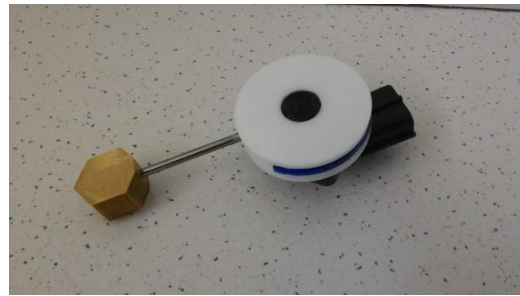
e. Inclinômetro

Devido à necessidade apresentada ao projeto aonde, a leitura da angulação da perna veio a ser um ponto levantado em questão, portanto foi imprescindível a elaboração de um dispositivo para que fosse possível a leitura angular do plano. O protótipo desenvolvido consiste em uma haste em aço inox acoplado a um eixo projetado na impressora 3D para que o mesmo fosse conectado ao sensor que efetuará a leitura.

Para fazer o pêndulo, foi necessário elaborar uma massa para manter a referência no plano. A mesma foi elaborada através de uma haste sextavada de latão, que foi usinada no centro de usinagem.

O eixo prototipado se encaixa perfeitamente no sensor TPS, proporcionando assim uma leitura segura e com variabilidade desprezível. Também foi desenvolvido um limitador angular, para que o inclinômetro não

passasse pelos limites angulares do sensor.



f. Adequando o ponto de giro da órtese

Para se obter os resultados com uma maior exatidão, fez-se necessário a adaptação da antiga órtese para que o ponto de giro que fosse o mais fiel possível ao pé humano. Sendo assim, uma parte do material foi retirado para que atendesse especificamente esta demanda que são nos movimentos de inversão, eversão, flexão plantar e dorso flexão. As retiradas de material foram feitas através de uma serra de fita manual, efetuamos cortes na parte inferior do apoio da órtese e na parte superior plantar da órtese.

Também foram feitos dois suportes para que se fosse acoplado os sensores efetuem as medições dos movimentos biomecânicos do tornozelo-pé. Através da conformação dos materiais, foram utilizadas chapas de alumínio que é um material leve e de resistência considerável. Os dispositivos foram gerados no software de modelamento 3D e 2D Inventor®.



5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

a. Peso do projeto

O primeiro teste realizado foi a pesagem da bota com o sistema de medição e transmissão de dados instalado. Com isso obtemos o valor de 1,28Kg de toda a estrutura.



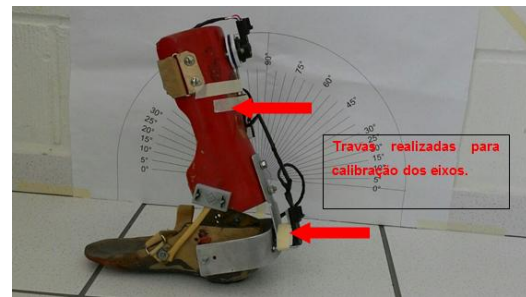
b. Testes realizados

Para realização dos testes foi necessário calcular valores de offset para os sensores e para isso houve a necessidade de plotar o seguinte desenho realizado no software AutoCad®.

O valor de offset foi necessário, pois a calibração do sensor foi realizada

antes de acoplar os sensores ao projeto mecânico da órtese nos pontos de giro, com isso o zero adotado teve que ser deslocado na equação da reta e devido as necessidades mecânicas do projeto.

Com isso foi possível converter valores recebidos e verificar que a calibração dos eixos que foi realizada em um dispositivo externo a órtese e os valores obtidos com os sensores instalados na órtese foram satisfatórios, pois os ângulos lidos com o valor de offset da calibração foram congruentes com os valores reais das medições.



O primeiro ensaio de validação foi realizado com os eixos isolados, para a verificação do funcionamento, da mecânica e do sistema microcontrolado empregado ao projeto.

Ao contrário do projeto anterior que era dotado de um sensor com processamento digital de movimento e se fazia necessário calibrar o sistema a cada medição estática, uma vez que o MPU entrava em inercia, perdendo sempre a referência inicial das medições. Sendo assim utilizamos três sensores de posição potênciométricos em função da proposta de trabalho ser

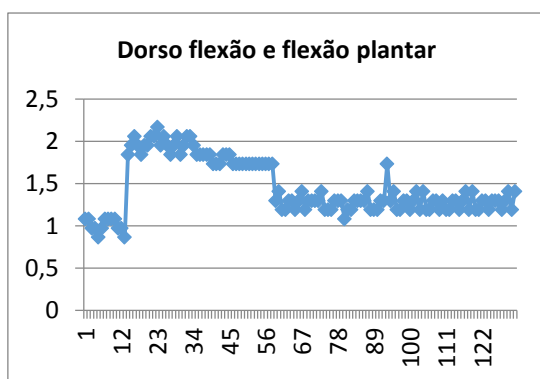
realização da medição dinâmica e não estática como no trabalho anterior.

c. Testes estáticos

Realizamos um segundo ensaio sobre planos estáticos inclinados para comprovar que o sistema funciona e pode ser usado estaticamente bem como dinamicamente em um terceiro ensaio.

Após as medições e calibração dos planos inclinados em 5°, 10° e 15°, plotamos os valores coletados em um gráfico no Excel para que dessa maneira facilitasse a compreensão do comportamento biomecânico do pé sobre estes planos. O ensaio foi realizado com a coleta de 130 dados por 20 segundos de intervalo entre um plano e o outro. O resultado dessa coleta pode ser visto nas figuras abaixo.

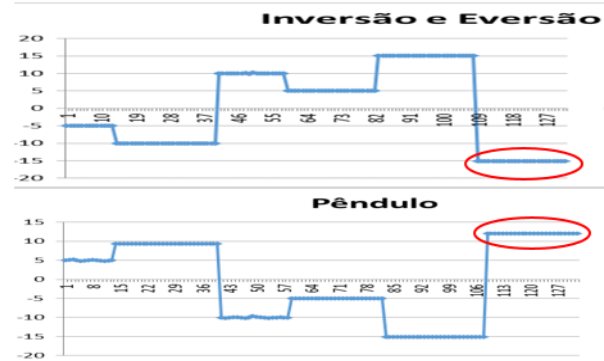
Dados coletados de Dorso flexão e flexão plantar:



Ao analisar esse gráfico é possível perceber que o corpo humano tende a permanecer em equilíbrio visando manter o corpo em condição de realizar a marcha.

Sendo que, os valores angulares são dados pelo eixo y, e o eixo x mostra a quantidade de dados coletados.

Dados coletados de inversão e eversão e pêndulo, em comparação com o pêndulo.



Com essa imagem é possível afirmar que o sentido dos movimentos de inversão e eversão tendem a ser compensados pelo movimento da perna para manter os ângulos mais próximos do permitido pelo mecanismo de lesão, o destacado na imagem mostra que o movimento não pode ser compensado em todos os valores.

d. Testes dinâmicos

Para os testes dinâmicos a órtese foi colocada junto ao pé do modelo que realizou a marcha, possibilitando a coleta de dados no intervalo em que a marcha foi realizada, sendo assim os ângulos apresentados na marcha do modelo podem ser comparados aos ângulos de uma marcha saudável.

A figura a seguir demonstra os dois períodos da marcha, o período de apoio demonstrado pelos valores negativos, e o período de balanço pelos

valores positivos, ambos no eixo Y, o eixo x demonstra a quantidade de dados coletados.

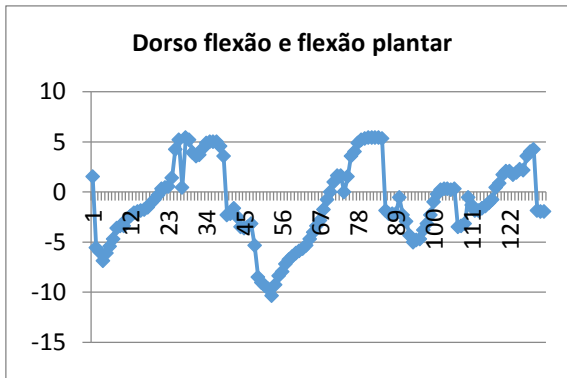
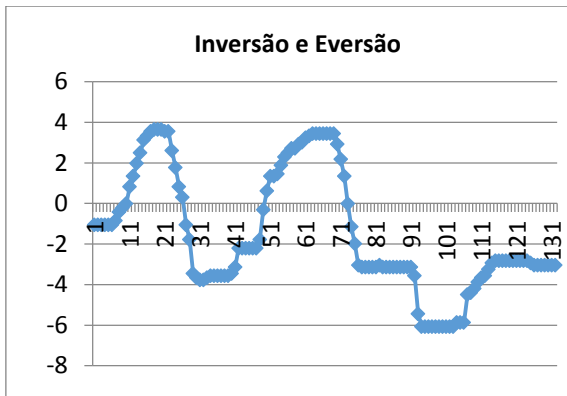
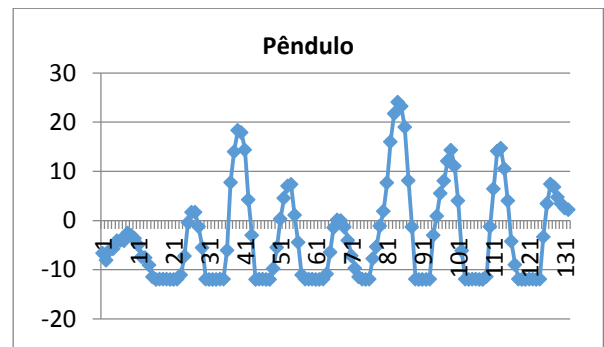


Gráfico gerado com dados coletados no momento da marcha com obstáculo de 5°:



Dados coletados no momento da marcha com obstáculo de 5°:

Esse gráfico demonstra os dois períodos da marcha, o período de apoio sobre o plano adotado como 0° bem como sobre o obstáculo, os valores negativos do eixo y demonstram Eversão, e os valores positivos demonstram Inversão.



O sensor intitulado como pendulo demonstrou-se instável, sendo assim os resultados obtidos não puderam ser analisados uma vez que os valores obtidos estavam marcando o fundo de escala do sensor.

Gráfico gerado com dados coletados no momento da marcha com obstáculo de 10°:

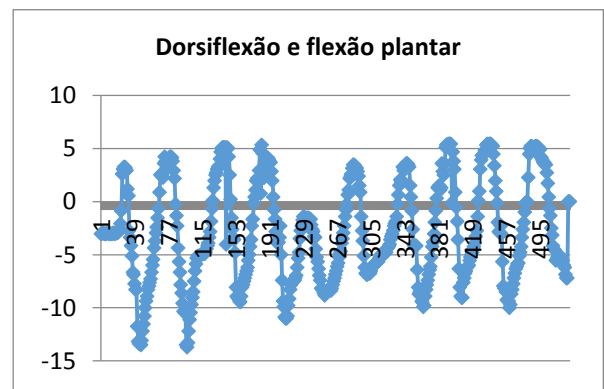


Gráfico gerado com dados coletados no momento da marcha com obstáculo de 10°:

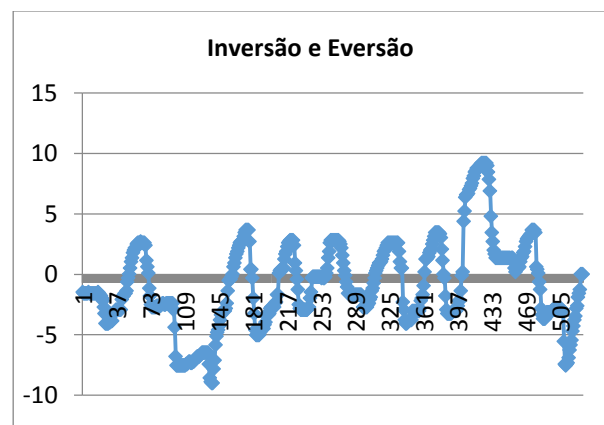
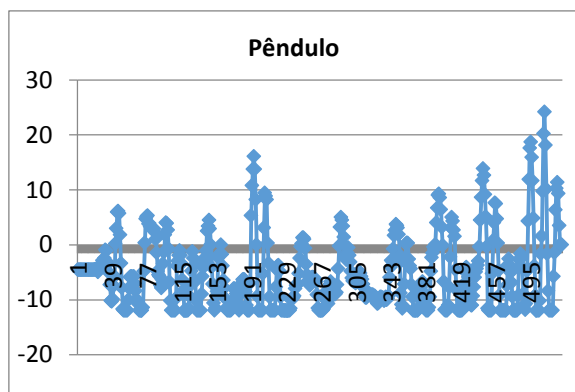


Gráfico gerado com dados coletados no momento da marcha com obstáculo de 10°:



A coleta de dados dinâmicos foi efetuada utilizando o software HyperTerminal que oferece a opção de salvar os dados em arquivos de texto, coletados com o voluntário calçando a órtese e elaborando um ciclo de marcha com um obstáculo para simular os movimentos de inversão e eversão, assim como os movimentos de dorso flexão e flexão plantar. Os dados colocados foram plotados no Excel para que o gráfico do ciclo de marcha em questão fosse analisado.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a realização da pesagem concluímos que o peso de todo o sistema que antes era de 1,18kg passou a ser de 1,28kg, um aumento de 8,47% do peso total da estrutura, devido a substituição de um sensor para três sensores e a adaptação da mecânica.

Os valores obtidos com o novo projeto no ensaio estático se comparados ao projeto anterior

demonstraram o mesmo resultado. Todavia as vantagens são que o sistema não necessita ser recalibrado a cada uso, o único procedimento utilizado é realizar a coleta de dados com a órtese no plano calibrado em 0° para realização do offset do eixo de eversão e inversão, neste ensaio o voluntário foi um homem medindo 1.70 metro, e pesando 92kg.

O inclinômetro no ensaio estático demonstrou eficiência na coleta dos dados, uma vez que os valores lidos demonstram a compensação do movimento de inversão e eversão, tornando possível constatar através deste teste que a perna compensa os ângulos quando tais movimentos são realizados, porém respeitando os limites biomecânicos do pé.

Com relação aos planos de 5° e 10° no ensaio dinâmico os ângulos durante a marcha foram analisados, e foi possível notar através da análise gráfica o período que aconteceu os movimentos de inversão e eversão, bem como dorso flexão e flexão plantar; já o inclinômetro no ensaio dinâmico não coletou dados conclusivos devido a sua frequência pendular que interferiu nas medições realizadas, neste teste o voluntário foi um homem medindo 1,70 metro, e pesando 65 kg.

O novo projeto contou com uma melhoria na placa microcontroladora

que deixou de ser a placa Arduino Uno® convencional e adotamos a placa do modelo Pro mini®, que é aplicada em projetos finalizados uma vez que possui todas as funções da placa Uno®, mas não possui interface de gravação integrada o que reduz seu tamanho e seu custo.

Após a finalização do trabalho comprovamos que o novo sistema de coleta de dados se manteve funcional nas coletas estáticas e se mostrou eficaz nas coletas dinâmicas. Contudo, o sistema do inclinômetro não foi funcional na coleta dinâmica. Além disso, podendo suportar uma pessoa de 95 kg, e permitindo que ela possa adaptar seu pé em planos irregulares, compensando as variações angulares laterais e o movimento de arraste durante a marcha.

O bom custo benefício dos sensores TPS utilizados no projeto se deve ao fato de ser padronizado, facilitando sua reposição e sua disponibilidade no mercado e pode ser encontrado em lojas de autopeças.

Conforme os testes realizados e os resultados obtidos comprovou-se que o sistema de leitura dinâmica se mostrou eficaz e a correção do movimento de arraste durante a marcha foi implantado na órtese. O sistema desenvolvido no trabalho anterior que era capaz de estabilizar os movimentos

laterais de inversão e eversão resultantes de pisos irregulares foi mantido.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BRANCO, P. *Temas de Reabilitação - Ortóteses e Outras Ajudas Técnicas. Medesign- Edições e Design de Comunicação, LDA ed2008. 15 p.*

FRANCISCO, Naya Prado Fernandes. *Avaliação das características de três materiais de baixo custo utilizados na confecção de órtese para estabilização de punho. 2004. 81 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2004.*

TAMASHIRO, Nilson Yukihiro. *Modelo estático de uma prótese transtibial: Com Sistema de amortecimento do movimento de eversão e inversão do tornozelo-pé. 2013. 86 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade de Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2013.*

AZZI, Agnaldo. *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.*

ARANTES, Milene. *Método de Reconhecimento da Marcha Humana por meio da Fusão das Características do Movimento Global. 2010. 116 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências,*

Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

FESS, E.E. *Principles and methods of splinting for mobilization of joints*. In: HUNTER, J. M.; SCHNEIDER, L. H.; MACKIN, E. J.; CAHAN, A. D. *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy*. St. Louis: Mosby, 1995. cap.95, p.1589-1598.