

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM MECANISMO ARTICULADO PARA REPRODUZIR A PASSADA  
HUMANA PARA TESTES DE CONFORTO EM CALÇADOS

por

André Tura Markus

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, 15 Junho de 2012



Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Mecânica

DESENVOLVIMENTO DE UM MECANISMO ARTICULADO PARA REPRODUZIR A PASSADA  
HUMANA PARA TESTES DE CONFORTO EM CALÇADOS

por

André Tura Markus

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS  
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
**ENGENHEIRO MECÂNICO**  
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Dr. Arnaldo Ruben Gonzalez  
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Área de Concentração: **Projeto e Fabricação**

Orientador: Prof. Mário Roland Sobczyk Sobrinho

Comissão de Avaliação:

Prof<sup>a</sup>. Cíntia C. P. Mazzaferro

Prof. Rafael A. C. Laranja

Prof. Rodrigo Rossi

Porto Alegre, 15 de Junho de 2012

"Es ist nicht genug, zu wissen, man muß auch anwenden;  
Es ist nicht genug, zu wollen, man muß auch tun."

*Johann Wolfgang von Goethe*

"Saber não é suficiente, é também necessário aplicar;  
Desejar não é suficiente, é também necessário fazer "

*Johann Wolfgang von Goethe*

## AGRADECIMENTOS

Para mim a graduação no curso de engenharia mecânica foi uma árdua tarefa. O caminho que escolhi foi uma trilha de dificuldades e desafios; por vezes questioneei minha vocação. Durante o curso somos apresentados a desafios intelectuais e emocionais que exigem disciplina, objetivo, clareza e força de vontade para lidar com frustrações. Hoje, depois de tanto tempo, vejo que não poderia ter seguido por caminho diferente. Dentro desta Instituição de Ensino me forjei um adulto mais maduro e responsável. Conheci meus limites e os superei, parte por dedicação e esforço pessoal, outra parte, contudo, é devido a todos aqueles que me cercam, e tornaram possível chegar nesta almejada graduação. Quando olho para trás visualizo todas as pessoas, cuja ausência, desviaria significativamente o ponto onde me encontro. A elas agradeço.

Agradeço aos meus pais, Ricardo e Cegineia, pelo apoio afetivo, emocional, intelectual e financeiro, demonstrados pela dedicação, carinho e preocupação; sentimento e atitudes que sintetizados denotam o amor que nutrem pelos seus filhos. Acredito que eles se empenham na criação perfeita dos filhos, e chegaram muito próximo, ainda que ela possa ser uma utopia. Incluo também minha querida irmã Bianca, que apesar das desavenças naturais de irmãos, nutro grande respeito e amor, além de admiração pela dedicação profissional. Obrigado a minha namorada e companheira, Ana, por compreender minhas aflições, perdoar minhas falhas e apoiar de forma comvente meu crescimento pessoal.

Agradeço aos amigos que aqui fiz, além dos que trouxe comigo de minha infância. Sem vocês os dias ficariam cinza, as dificuldades mais pesadas e as conquistas sem graça, pois não há pessoas melhores com quem comemorar. Vocês trouxeram e trazem alegrias e dão sentido novo a cada etapa da minha vida. Espero contar sempre com suas amizades, mesmo quando fisicamente já estivermos separados.

Não poderia deixar de mencionar os bons professores desta Instituição de Ensino, que se dedicam diariamente à nobre arte da docência em um país onde tal ofício não é, infelizmente, valorizado. Meus calorosos agradecimentos àqueles que respeitam seus alunos, procuram sanar suas dúvidas e respeitam suas dificuldades, Da mesma forma àqueles que se dispõem a dividir seu conhecimento e melhorá-lo quando necessário. Dentre muitos, cito nominalmente alguns dos que considero amigos e exemplos: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Letícia Miguel; Prof. Dr. Rogério Marczak e Prof. Dr. Heraldo Amorim. Agradeço, também, ao Prof. Dr. Mário Sobczyk pela orientação com sua presença constante durante todas as etapas deste trabalho, para o qual muito contribuiu.

Agradeço ao Instituto IBTec pela disponibilização do laboratório e dos equipamentos, além da boa recepção e tratamento que tive. Agradeço a todos os funcionários do Instituto, em especial ao Prof. Dr. Milton Zaro pela orientação em assuntos da área, além da agradável companhia.

A soma das contribuições que aqui cito e a confiança a mim destinadas tornaram esse trabalho possível e enriquecido. Novamente, meus sinceros agradecimentos.

Markus, A. T. **Desenvolvimento de um mecanismo articulado para reproduzir a passada humana para teste de conforto em calçados**. 2012. 24 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

## **RESUMO**

Este trabalho visa a concepção de um mecanismo articulado para reproduzir a passada humana em testes de conforto de calçados. Para tal, a posição linear de pontos-chave da geometria do pé são capturados através de técnicas de cinemática. A partir desses dados é realizada uma análise cinemática, criando-se assim três propostas de configuração para a geometria do mecanismo, cujas características de movimentação são avaliadas por meio de simulação numérica. A comparação dos resultados das simulações com os dados experimentais permite constatar que um movimento dos mecanismos propostos é similar ao de um pé real, mas que ainda há a necessidade de melhorias tanto no processo de medição como na estrutura dos mecanismos propostos, diminuindo os valores de desvio, para que os níveis de fidelidade de movimentação sejam considerados plenamente satisfatórios.

**PALAVRAS-CHAVE:** pé humano, mecanismo, cinemática, teste de conforto

Markus, A. T. **Development of an articulated mechanism to reproduce the human walking pattern for footwear comfort test**. 2012. 24 folhas. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

## **ABSTRACT**

This work aims to develop an articulated mechanism to reproduce the human walking pattern for footwear comfort test. To this end, the linear position of key points of the geometry of the foot are captured through cinemetry methods. From this data, a kinematic analysis is performed, creating three configuration proposals of the geometry of the mechanism, whose movement characteristics are evaluated through numerical simulation. The comparison of the results of the simulations with the experimental data allow to testify that the proposed movement of the mechanism is similar to an actual foot, but there is still need for improvements in both the metering process and structure of the proposed mechanisms, decreasing the values of position offset, wherefore the levels of fidelity of motion are considered fully satisfactory.

**KEYWORDS:** human foot, mechanism, kinematic, footwear comfort test

## ÍNDICE

|  | Pág. |
|--|------|
| 1. INTRODUÇÃO .....  | 1    |
| 2 OBJETIVOS .....  | 1    |
| 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....  | 2    |
| 4 METODOLOGIA .....  | 3    |
| 4.1 Escolha da configuração geométrica da estrutura.....                         | 4    |
| 4.2 Coleta dos dados experimentais.....  | 5    |
| 4.3 Cálculo do comprimento dos segmentos, da posição e velocidade angular.....   | 7    |
| 5 SIMULAÇÃO E RESULTADOS.....  | 11   |
| 6 ANÁLISE DE RESULTADOS.....   | 12   |
| 7. CONCLUSÕES .....  | 14   |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....   | 15   |
| APÊNDICE I - Gravuras de configuração de passada e movimentos do pé humano ..... | 16   |
| APÊNDICE II - Gráficos comparativos de posição linear e velocidade angular.....  | 17   |

## 1. INTRODUÇÃO

Sendo um item imprescindível de vestimenta para todas as pessoas, o calçado carrega uma importante função de proteção do pé na interação com o solo durante a caminhada. Esta proteção não está somente associada a evitar ferimentos na sola do pé devido a objetos, mas também envolve todos os aspectos referentes à distribuição das forças decorrentes tanto do impacto do contato inicial com o solo como do apoio do peso do corpo durante a passada. Deste modo, o calçado possui um papel muito importante no que concerne ao surgimento de enfermidades ortopédicas no usuário, pois seu formato é um dos aspectos decisivos para que essa distribuição seja feita de forma anatomicamente correta [Rajput e Abboud, 2004].

Com o fim de assegurar que um calçado proporcione uma distribuição adequada de esforços durante a caminhada, é conveniente estabelecer um conjunto de testes padronizados que permitam mensurar suas características em termos objetivos [Rose e Gamble, 1998; Perry, 2004]. Com este objetivo, um conjunto de normas e testes foi desenvolvido no Brasil pelo Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTec), [ABNT NBR 14834:2011], cujas especificações servem como referência para a indústria calçadista na concepção e fabricação de novos modelos de calçados. Além disso, com base nos testes realizados, o Instituto também é capaz de realizar procedimentos de certificação de produtos, assegurando sua qualidade sob o ponto de vista da preservação da saúde do usuário.

Para definir se um calçado é confortável, o mesmo deve ser ensaiado em um laboratório de testes normatizado. O teste consiste na medição da curva da força vertical ao longo do tempo durante a caminhada, utilizando uma plataforma de força. A definição do nível de conforto do calçado é estabelecida pela comparação entre as amplitudes e a distribuição ao longo do tempo das forças aplicadas sobre a plataforma e um conjunto de valores de referência estabelecidos pela [ABNT NBR 14838:2011].

Cada indivíduo possui uma passada característica, que tende a seguir os movimentos descritos por três formas básicas: supino, neutro e pronação do pé, como ilustrados na figura A1 do Apêndice I. Embora não exista uma definição universalmente aceita de um modo "correto" de caminhada, o padrão de medição adotado pela norma de conforto se baseia no modo *neutro*. Esta padronização causa dificuldades para a realização de procedimentos de medição, pois exige que a pessoa a realizar o teste apresente uma forma específica de passada, limitando desse modo o número de indivíduos aptos a serem utilizados para o mesmo. Adicionalmente, a padronização dos testes realizados é grandemente dificultada por mecanismos inconscientes de correção, utilizados pelo indivíduo para adaptar a própria caminhada ao tipo de calçado utilizado. Como exemplo, pode-se citar uma pessoa testando alternadamente um calçado com amortecedor e outro de sola rija: no primeiro caso, ela caminha de forma "relaxada", pois o solado absorve uma parcela significativa do impacto com o solo no momento da passada; no segundo, ela tenderá a desacelerar o movimento do pé pouco antes do contato do calcanhar com o solo, a fim de diminuir o impacto.

Devido a tantas variações e incertezas, há a necessidade de maior padronização nos testes de conforto de calçados. O presente trabalho tem por objetivo o estudo cinemático do pé humano durante um processo de caminhada, a fim de propor um mecanismo cuja configuração geométrica possibilite a reprodução do movimento humano de forma mais fidedigna possível. Este mecanismo se destina a substituição das pessoas contratadas para o teste de conforto de calçados, criando uma maior padronização dos resultados, eliminando erros não quantificáveis e realizando um movimento de padrão constante da passada humana, melhorando a repetibilidade e a precisão do teste.

## 2. OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho visam a concretização da proposta de criação de um mecanismo que padronize os testes de conforto de calçados. Para tal, os seguintes passos são propostos:

- I. Estudo sobre o tema abordado e revisão bibliográfica para atualização sobre os mecanismos já criados e publicados pela comunidade científica;
- II. Aquisição, em laboratório, de dados de posição linear referentes ao movimento de caminhada humana, realizados por uma pessoa, cuja passada mais se aproxima com a do tipo neutra;
- III. Criação das geometrias das partes que compõem o mecanismo, considerando que as mesmas tenham a capacidade de movimentar-se do mesmo modo que o indivíduo do item II;
- IV. Cálculo analítico da posição e velocidade angular, servindo seus valores de dados de entrada para simulação do mecanismo em ambiente computacional de CAD e CAE;
- V. Obtenção da trajetória dos mesmos pontos medidos aplicados ao mecanismo e realização do cálculo de suas diferenças;
- VI. Propor simplificação do mecanismo por supressão de juntas e comparação de seus efeitos no desvio da trajetória dos pontos.

### 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A área da robótica contempla diversos robôs humanoides, sendo que a maior parte dos trabalhos publicados nesta área se refere ao funcionamento do robô como um todo. Deste modo, é possível encontrar diversos exemplos de estudos referentes a tópicos como a elaboração de equações dinâmicas, os aspectos construtivos de juntas e atuadores, e o desenvolvimento dos algoritmos de controle e planejamento de trajetória de um robô bípede.

No que se refere ao projeto e construção dos pés do robô propriamente ditos, pode-se verificar que este é um tópico ainda pouco explorado, com número reduzido de exemplos específicos de estudos. Mesmo que os estudos de robôs humanoides tenham décadas desde o seu início, a simplificação de sua construção ainda é muito grande, sendo possível constatar que a grande maioria dos robôs bípedes já construídos possuem pés planos, dotados de uma única articulação no tornozelo, conforme ilustrado na figura 3.1. [Hirai et al, 1998; Sakagami et al, 2002; Kaneko et al, 2004; Park et al, 2005], de modo que "Apesar de sua altamente avançada cinemática e capacidades, a maioria destas máquinas têm pés simples com pouco da funcionalidade de um pé humano." [Davis e Caldwell, 2010]. Assim, para manter o equilíbrio do robô, outras juntas são utilizadas nos joelhos e no quadril, sendo comandadas por algoritmos de controle que mantêm os pés sempre paralelos ao solo. No entanto, os movimentos do robô que podem ser realizados nessas condições são pouco "naturais", e a manutenção do seu equilíbrio durante a caminhada é uma tarefa relativamente difícil sob o ponto de vista do algoritmo de controle.

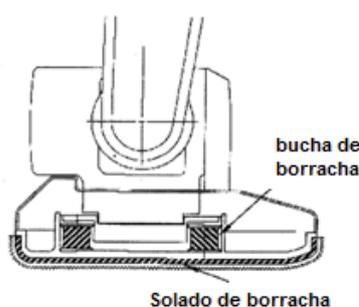


Figura 3.1 - Pé robótico tipo plano do Robô P2 da Honda [Hirai e Hirose, 1998].

Para contornar o problema referente à estabilidade da caminhada, alguns autores propõem a implementação de mais um grau de liberdade em uma junta localizada no que seria

a junção do Hálux com o pé médio. Em Ahn e Lee, 2003, por exemplo, simulações são utilizadas para ilustrar os benefícios que uma possível articulação ativa, na junção dos dedos com o pé médio, que podem oferecer em relação a um pé do tipo plano. Os seus resultados mostram um padrão de caminhada mais próximo da humana no caso do pé articulado, além de uma queda de velocidade angular final necessária para os motores de suas juntas angulares, indicando uma possível economia de custos na fabricação do mecanismo. No trabalho de Guihard e Gorce, 2004, a falta de realismo no padrão de caminhada e escassez de estudos na área são mencionados. Nesse artigo, outra configuração de juntas foi proposta, onde os autores realizaram um estudo sobre o papel do pé como fundação (estrutura que sustenta o movimento para frente), absorvedor de choques e aparato de propulsão. Também embasado na anatomia humana, o mecanismo foi dividido em três partes (ante pé, pé médio e retro pé), onde as articulações do tornozelo e elos dessas partes são movimentados com o uso de atuadores pneumáticos, os quais foram escolhidos devido a sua similaridade com os músculos reais, no que se refere ao seu comportamento e amortecimento. Em resultados computacionais, uma sequência de imagens apresenta visualmente os benefícios que articulações extras possibilitam em termos de naturalidade de caminhada, quando essas são baseadas nas articulações anatômicas reais.

Os autores Davis e Caldwell, 2010, ampliaram os números de juntas de seu pé humanoide a um número muito próximo do real, considerando poucas simplificações. Outra implementação significativa foi a utilização de uma estrutura elasticamente deformável para desempenhar o papel de arco plantar, cujos ossos e tecidos moles que o compõem são responsáveis pelo armazenamento de energia potencial durante a fase de apoio simples, liberando essa energia em forma de energia cinética, auxiliando na propulsão na fase de apoio duplo. Em seu artigo, um protótipo é ensaiado em laboratório para a avaliação de três qualidades comparadas com o pé humano: (i) a rigidez do elemento representante do arco plantar; (ii) o comportamento estrutural elástico do material de silicone, utilizado pelos autores como representação dos tecidos moles do pé real; (iii) e a adaptação do pé robótico a terrenos irregulares. Dentre os trabalhos citados nesta revisão bibliográfica, esse foi o que maior abrangeu em sua complexidade a configuração geométrica e estrutura de um pé real. Contudo suas juntas não foram ainda dotadas de um algoritmo de controle que realize uma animação que reproduza o movimento humano de uma passada completa.

#### 4. METODOLOGIA

Este trabalho teve início com a identificação dos movimentos mais importantes realizados pelo pé e após, foram escolhidas cinco juntas que permitissem os mesmos, onde se teve por base juntas já propostas por outros autores. Após a escolha das juntas, foram definidas as localizações dos pontos sobre o pé medidos em laboratório para adquirir o movimento de cada junta e com o uso de equipamentos de cinemetria foram obtidas as posições lineares desses mesmos pontos. Em etapa seguinte foram calculados os comprimentos médios de segmentos entre cada um dos pontos e a posição e velocidade angular dos mesmos, formando assim os elos de ligação de cada junta e seus movimentos relativos. Baseado no comprimento dos segmentos criou-se a geometria do mecanismo em ambiente computacional de CAD, sobre a qual foi realizada uma simulação, utilizando os valores de posição angular de cada junta como dados de entrada. Como resultado da simulação foram comparadas as trajetórias de pontos equivalentes aos de medição, considerando três configurações do mesmo mecanismo, com a finalidade de se constatar a relevância de algumas juntas específicas. Foram analisados também as velocidades angulares de cada junta, fornecidas pelo programa computacional SolidMotion com valores analíticos de velocidade angular calculados a partir dos dados de posição linear fornecidos pela medição.

#### 4.1. ESCOLHA DA CONFIGURAÇÃO GEOMÉTRIA DA ESTRUTURA

Na primeira etapa, os principais movimentos do pé foram identificados. Segundo Rose e Gamble, 1998 e Perry, 2004, esses movimentos seriam o de dorsiflexão/flexão plantar; os de flexão e extensão dos dedos, e os de inversão e eversão, cujas definições podem ser verificadas na figura A2 do Apêndice I. Também é conhecido, que a distribuição das forças sobre a sola do pé ao longo do tempo segue uma determinada sequência, obtida por meio de palmilhas com sensores de pressão [Perry, 2004], como descrito na figura A3 do Apêndice I. Para um movimento mais próximo do real, é importante que o mecanismo consiga reproduzir o movimento nesse mesmo sentido, sendo assim, um dos critérios para a escolha das juntas.

As principais articulações reais e uma separação do pé em regiões podem ser vistas na figura 4.1 (a), enquanto a representação esquemática do mecanismo proposto por Davis e Caldwell, 2010, é ilustrada na figura 4.1(b). Em seu trabalho, os autores desenvolveram um protótipo com elevado número de graus de liberdade, tendo o intuito de reproduzir uma ampla gama dos movimentos possíveis para um pé humano.

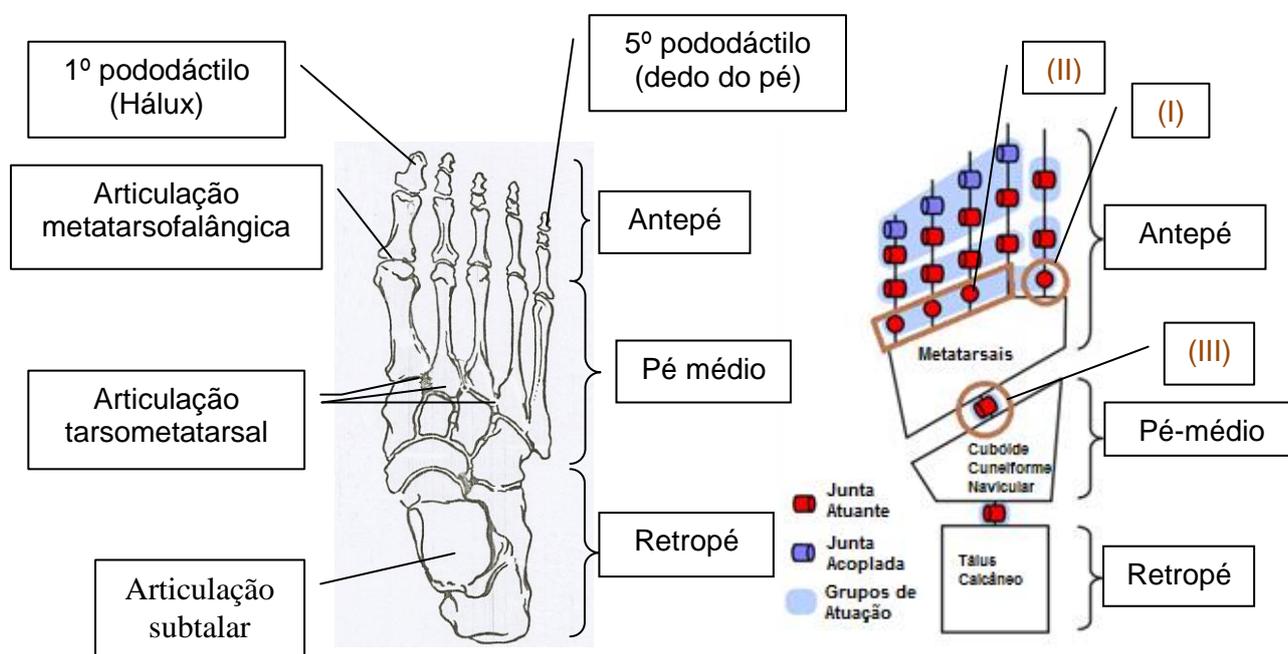


Figura 4.1 - (a) Articulações anatômicas de um pé humano (b) Juntas do mecanismo de Davis e Caldwell, 2010.

No presente trabalho, usando como base os estudos realizados por Davis e Caldwell, 2010, foram selecionadas somente as cinco juntas mais significativas para o movimento do mecanismo, de modo a reproduzir o padrão de forças verticais de reação do solo e a distribuição de pressões na sola durante o período de uma passada. Na figura 4.1(b), três das juntas escolhidas estão sinalizadas em cor marrom, numeradas de (I) a (III). Em adição a estas juntas, ainda há duas que representam a articulação do tornozelo para o movimento do pé-médio e do retropé, independentemente, totalizando um mecanismo de cinco graus de liberdade. A junta (I) representa a ligação do Hálux com o pé médio, pois sua importância é discutida em alguns dos artigos analisados neste trabalho [Ahn et al, 2003; Guihard e Gorce, 2004], onde nos mesmos se atesta um ganho visível de naturalidade da passada, pois o Hálux auxilia na propulsão do mecanismo durante a fase de desprendimento do pé. A junta (II), também representante das articulações metatarsofalângicas, permite o movimento dos demais dedos, independentemente do Hálux, o que contribui para a realização da sequência de distribuição de pressões na sola do pé durante uma passada completa. A articulação tarsometatarsal é representada pela junta (III), cuja adição permite os movimentos de inversão

e eversão do pé, também importantes para o padrão de pressões. Por último, a quarta representa a articulação subtalar para o movimento de dorsiflexão e flexão plantar e a quinta é aplicada sobre o mesmo ponto, para o movimento relativo do calcâneo em relação ao pé-médio, compensando desta forma a ausência de um arco plantar deformável. A identificação destas juntas e sua localização no mecanismo proposto neste trabalho são apresentadas na Seção 4.3.

#### 4.2. COLETA DOS DADOS EXPERIMENTAIS

Para a coleta de dados foram utilizadas duas câmeras (MotionVision-DALLSTAR CA-D6) de captura de movimento, capazes de realizar uma filmagem a 950 quadros por segundo e de localizar em seu campo visual pixels definidos por semiesferas adesivas reflexivas (de diâmetros entre 5-10mm), fixadas sobre os pontos específicos. Com base nas imagens capturadas pelas câmeras são calculadas, por meio de um pacote computacional que utiliza um algoritmo dedicado, os valores de posição linear ao longo do tempo de cada ponto em relação a uma origem especificada. A medição por cinematria no laboratório do IBTec forneceu o valores com um intervalo de tempo de 0,001047 segundos entre cada medição. A incerteza de medição nas três direções ortogonais, calculada pelo próprio sistema de medição, são mostrados na tabela 4.1

Tabela 4.1 - Incerteza de medição do equipamento de cinematria.

| Direção  | Minima [mm] | Máxima [mm] | Média [mm] |
|----------|-------------|-------------|------------|
| <b>X</b> | 0,01        | 2,92        | 0,91       |
| <b>Y</b> | 0,01        | 0,82        | 0,50       |
| <b>Z</b> | 0,01        | 2,69        | 0,52       |

Devido à necessidade das câmeras terem em seu campo visual todas as esferas reflexivas durante a captura dos dados, a medição foi limitada a oito pontos, sendo dois deles fixos ao solo para definir uma referência ao solo para o algoritmo de processamento de imagens. Os pontos marcados no pé foram escolhidos baseados nas articulações descritas no parágrafo anterior e na capacidade de visualização pelas câmeras. O nome de cada ponto, sua posição e o motivo de sua escolha estão descritos na tabela 4.2. Ainda, devido à dificuldade relativa ao posicionamento das câmeras, somente o intervalo entre o toque do calcanhar no solo e o momento anterior ao desprendimento dos dedos do pé foram registrados pelo programa. Decorrente disso, os dados levantados não ilustram por completo o desprendimento do pé do solo, não completando assim um ciclo de passada. Contudo, para os fins de análise cinemática, os momentos mais importantes onde as forças atuantes são mais críticas foram armazenados, sendo assim suficientes para esta análise.

Tabela 4.2 – Pontos selecionados para coleta de dados.

| Ponto     | Posição                           | Importância                                  |
|-----------|-----------------------------------|--|
| <i>M1</i> | Calcanhar (início da curvatura)   | Define o início da passada                   |
| <i>M2</i> | Tornozelo                         | Origem do sistema de referência de movimento |
| <i>M3</i> | Articulação do quinto pododáctilo | Posição para articulação metatarsofalângica  |
| <i>M4</i> | Quinto pododáctilo                | Ângulo da articulação metatarsofalângica     |
| <i>M5</i> | Ponto fixo ao solo                | Referência                                   |
| <i>M6</i> | Ponto fixo ao solo                | Referência                                   |
| <i>M7</i> | Articulação segundo pododáctilo   | Ângulo de inversão e eversão                 |
| <i>M8</i> | Hálux                             | Ângulo da articulação metatarsofalângica     |

Escolhidos os pontos de medição, as esferas foram posicionadas em seus respectivos locais, como mostra a figura 4.2. Foram definidos, então, quatro segmentos representantes de cada elo do mecanismo, seguindo a ordem: (S1) do tornozelo M2 ao calcâneo M1; (S2) do tornozelo M2 à articulação do quinto pododáctilo M3, representando o pé-médio; (S3) do ponto M3 até a sua extremidade M4, representando o segundo ao quinto pododáctilo; (S4) da extremidade do Hálux M8 até sua articulação (ponto virtual considerado apenas nos cálculos).

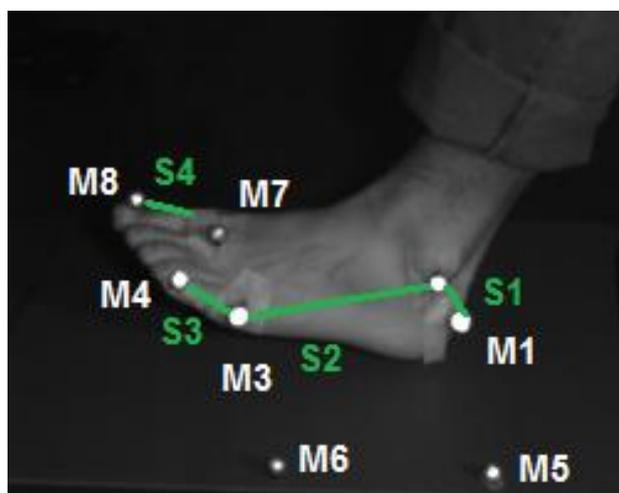


Figura 4.2 - Pontos medidos e separação por segmentos.

A configuração proposta para o mecanismo, utilizando os resultados do comprimento de cada segmento, como descrito em detalhes na próxima seção, pode ser visualizada na figura 4.3. O ponto M7 foi omitido pelo fato de as juntas representantes das articulações metatarsofalângicas serem simplificadas para atuarem somente no eixo X, unindo assim os pododáctilos. As juntas que movimentam cada segmento são representadas pela letra J, seguindo a mesma numeração do segmento o qual atua sua rotação. Durante a simulação, cada uma dessas juntas recebe o valor da posição angular, cujo cálculo também está descrito na Seção 4.3.

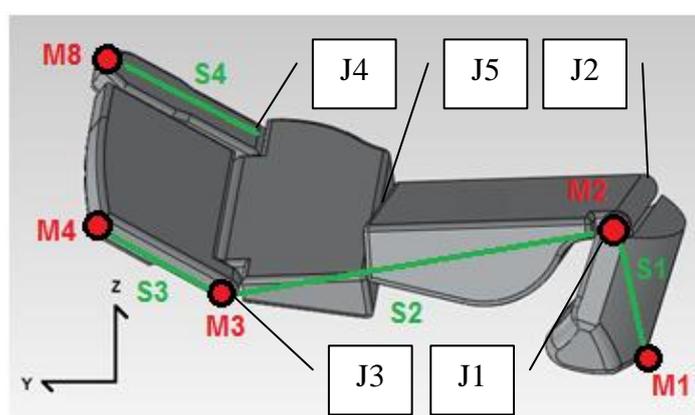


Figura 4.3 - Geometria do mecanismo em CAD.

#### 4.3. CÁLCULO DO COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS, DA POSIÇÃO E VELOCIDADE ANGULAR

Obtidas as posições lineares dos pontos no espaço, o comprimento de cada segmento pode ser calculado utilizando a teoria de cinemática do movimento tridimensional de um corpo rígido em estado de movimento geral [Hibbeler, 2005]. Dessa teoria segue que:

$$\overline{P_{f/o}} = \overline{P_{i/o}} + \overline{P_{f/i}} \quad (4.1)$$

onde:

$\overline{P_{f/o}}$  = posição final do segmento em relação à origem [mm];  $\overline{P_{i/o}}$  = posição inicial do segmento em relação à origem [mm];  $\overline{P_{f/i}}$  = posição final do segmento em relação à inicial [mm].

Deste modo, conhecendo-se a posição dos pontos inicial e final de um segmento, calcula-se a posição de um em relação ao outro, o que em sua essência é o comprimento do segmento. Este cálculo foi realizado em cada instante, e o comprimento efetivo de cada segmento foi tomado como a média aritmética desses valores. Com base nos mesmos, foram criadas geometrias de mesmo comprimento para sua representação espacial. Para simplificação, todas as juntas são rotativas no eixo X, correspondente ao mesmo sistema dextrogiro da figura 4.3, com exceção da junta referente ao movimento de inversão e eversão, cuja posição angular aponta na direção do eixo Y.

Para calcular os valores de posição angular de cada eixo, foi mantida a simplificação de movimentos angulares somente no eixo X. Deste modo, sabendo a posição linear de um vetor no plano YZ, definido por  $\overline{P_{f/i}} = Px_{f/i}\hat{i} + Py_{f/i}\hat{j} + Pz_{f/i}\hat{k}$ , sua posição angular no plano é dada pela relação trigonométrica:

$$\theta_i = \tan^{-1} \left( \frac{Pz_{f/i}}{Py_{f/i}} \right) [\text{rad}] \quad (4.2)$$

onde:

$\theta_i$  = posição angular do segmento i;  $Pz_{f/i}$  = componente Z da posição final do segmento em relação à inicial;  $Py_{f/i}$  = componente Y da posição final do segmento em relação à inicial.

Os valores foram inseridos como dados de entrada no pacote computacional comercial de cinemática SolidMotion. Esse programa calcula, por derivação de uma interpolação cúbica, o valor da velocidade e aceleração angulares, importantes em uma futura análise dinâmica. Contudo, quando o valor da posição angular possui ruído, a sua derivada temporal aumenta o efeito do mesmo. A fim de minimizá-lo, foi utilizado, por duas vezes, um filtro de sinal no sentido do tempo inicial ao final e no sentido reverso. Essa dupla aplicação de filtro visa a diminuição do ruído do sinal, melhorando a qualidade da resposta das derivadas temporais sem inserir defasagens no sinal resultante, de modo a não distorcer seu comportamento em função do tempo. O filtro utilizado foi o de Butterworth com frequência de corte de 50 Hz. Mesmo com um corte de frequência baixo, a função de posição angular não apresentou perdas de informação elevadas, onde em um teste preliminar, o aumento da frequência de corte para 100 Hz diminuiu cerca de 5% do desvio da posição angular filtrada em relação à calculada, enquanto que a velocidade angular fornecida pelo programa foi bastante prejudicada. Para exemplificar o resultado de filtragem, a figura 4.4 mostra sobrepostos os valores de posição e velocidade angular filtrados e calculados para o segundo segmento, onde a linha azul indica a grandeza calculada pela equação e a linha vermelha é o valor dessa posição filtrada.

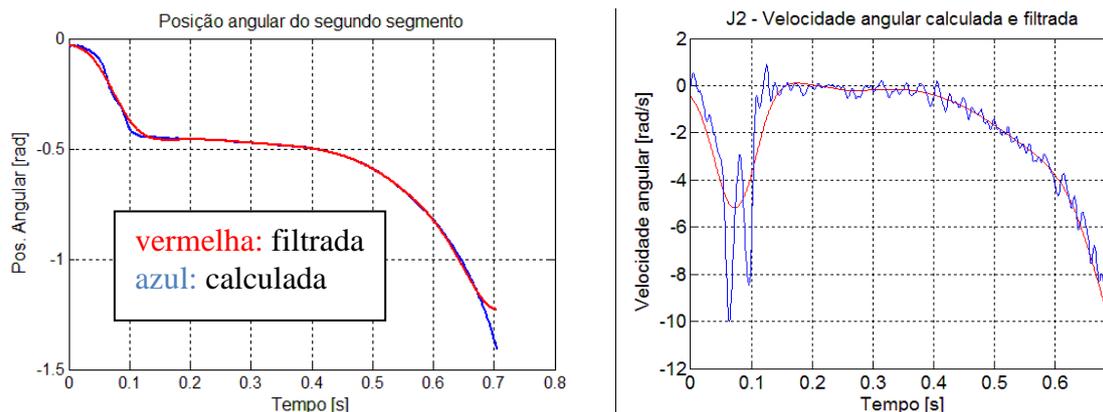


Figura 4.4 - Posição e velocidade angular do segmento 2 calculada e filtrada.

Outra grandeza cinemática importante é o cálculo da velocidade angular de cada segmento. Apesar do programa fornecer estes valores, como dito anteriormente, os mesmos sofrem com a propagação dos efeitos do ruído em função da derivação numérica. A fim de estimar esta grandeza de forma independente do algoritmo comercial do sistema de aquisição, foi aplicado o cálculo da velocidade angular a partir dos valores de velocidade linear de cada ponto do segmento, utilizando para isto os valores de posição filtrados anteriormente. As velocidades angulares foram calculadas segundo o conceito [Hibbeler, 2005]:

$$V = \frac{ds}{dt} \cong \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (4.3)$$

onde:

$\Delta s$  = variação da posição linear do ponto entre o instante  $t$  e  $t + \Delta t$  [mm];  $\Delta t$  = variação do tempo = 0,001047 [s];  $V$  = velocidade linear do ponto  $\left[\frac{\text{mm}}{\text{s}}\right]$ .

A equação 4.3 fornece então o valor da velocidade linear dos pontos em cada intervalo de tempo, em suas componentes X, Y e Z. A fim de se obter a velocidade angular, deriva-se a equação 4.1 em relação ao tempo, sendo obtida então a equação 4.4 [Hibbeler, 2005].

$$\overrightarrow{V_{f/o}} = \overrightarrow{V_{i/o}} + \overrightarrow{\omega} \times \overrightarrow{P_{f/i}} \quad (4.4)$$

onde:

$\overrightarrow{V_{f/o}}$  = velocidade linear do ponto final do segmento em relação à origem  $\left[\frac{\text{mm}}{\text{s}}\right]$ ;  $\overrightarrow{V_{i/o}}$  = velocidade linear do ponto inicial do segmento em relação à origem  $\left[\frac{\text{mm}}{\text{s}}\right]$ ;  $\overrightarrow{\omega}$  = velocidade angular do segmento  $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$ .

Considerando que a velocidade angular possui somente o coeficiente da direção do eixo X, pode-se simplificar que as velocidades lineares atuam somente no plano YZ. Deste modo a equação 4.4 pode ser representada com suas componentes utilizando vetores unitários  $\hat{i}, \hat{j}, \hat{k}$ , para as direções X, Y e Z, respectivamente.

$$\left( V_{fy/o} \hat{j} + V_{fz/o} \hat{k} \right) = \left( V_{iy/o} \hat{j} + V_{iz/o} \hat{k} \right) + \omega_x \hat{i} \times \left( P_{fy/i} \hat{j} + P_{fz/i} \hat{k} \right) \quad (4.5)$$

$$\left( V_{fy/o} - V_{iy/o} \right) \hat{j} + \left( V_{fz/o} - V_{iz/o} \right) \hat{k} = \left( \omega_x \cdot P_{fy/i} \right) \hat{k} \times \left( \omega_x \cdot P_{fz/i} \right) \hat{j} \quad (4.6)$$

Onde as letras X,Y e Z representam a componente do vetor na respectiva direção dos eixos da origem do sistema. Igualando os valores multiplicadores do vetor unitário  $\hat{k}$  e isolando  $\omega_x$ , obtém-se a seguinte relação:

$$\omega_x = \frac{V_{fz/o} - V_{iz/o}}{P_{fy/i}} \quad (4.7)$$

onde:

$\omega_x$  = componente em X da velocidade angular das juntas J1 à J4  $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$ .

A equação 4.7 fornece os valores de velocidade angular de cada segmento, exceto para a junta de inversão e eversão (J5). Para o cálculo da junta J5 uma resolução análoga à originária da equação 4.7 resulta na equação 4.8. Nesse caso a velocidade angular da junta atua no sentido Y e as velocidades lineares dos pontos M3 e M7 que definem sua angulação que são expressas no plano XZ.

$$\omega_y = \frac{V_{fx/o} - V_{ix/o}}{P_{fz/i}} \quad (4.8)$$

onde:

$\omega_y$  = componente em Y da velocidade angular da junta J5  $\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$ .

Os valores calculados por meio deste procedimento servem de dados comparativos para os resultados das velocidades angulares fornecidas pelo programa e também para uma futura análise dinâmica, onde os valores de aceleração angular são importantes para o cálculo dos torques em cada junta.

Para o segmento pertencente ao Hálux (S4), seu valor de posição e velocidade angulares foram obtidos em um segmento que ligava os pontos M3 e M8 (ver figura 4.5). Essa simplificação foi aplicada sobre dois fundamentos: (1) não havia como medir um ponto sobre a articulação do Hálux de modo a ser visível às câmeras de cinemetria; (2) os eixos das juntas estão alinhados sobre o eixo X do mecanismo (J3 em vermelho), sendo assim a componente Y da distância entre os dois pontos bastante próxima da distância do ponto à sua articulação real.

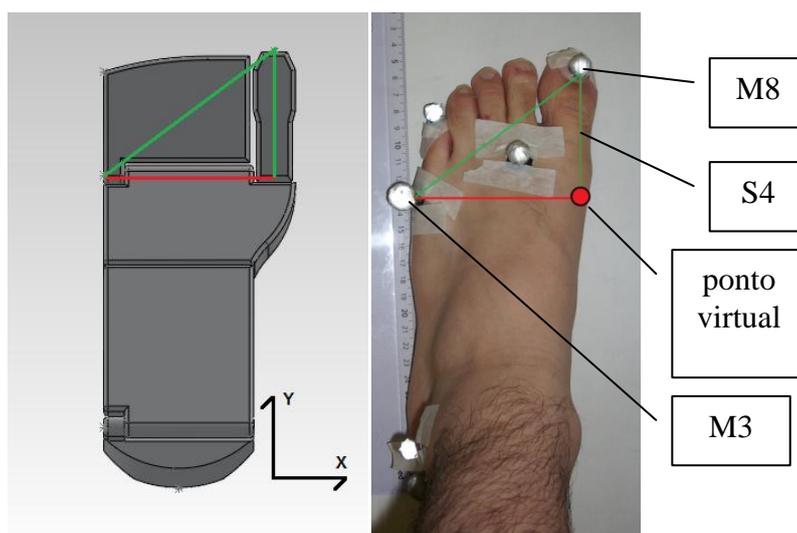


Figura 4.5 - Pontos para criação do segmento S4.

Para se realizar a simulação teve-se em mente o movimento real do pé como ilustrado na figura 4.6. Em um primeiro momento ocorre a aproximação do pé em dorsiflexão com os dedos fletidos (a) até o toque do calcanhar no solo (b), quando o movimento de flexão plantar toma início. Durante este período ocorre a eversão (c) até que toda a planta do pé esteja encostada junto ao solo, onde em analogia à junta J5, a mesma estaria em zero radianos (d). Entre as figuras (a) a (c) os pododáctilos ainda não atingiram totalmente o solo, o que ocorre ao final da figura (d). A partir deste momento ocorre elevação do calcanhar com flexão proporcional dos pododáctilos (e) e leve eversão para propulsão final do Hálux, antes do seu desprendimento (f).

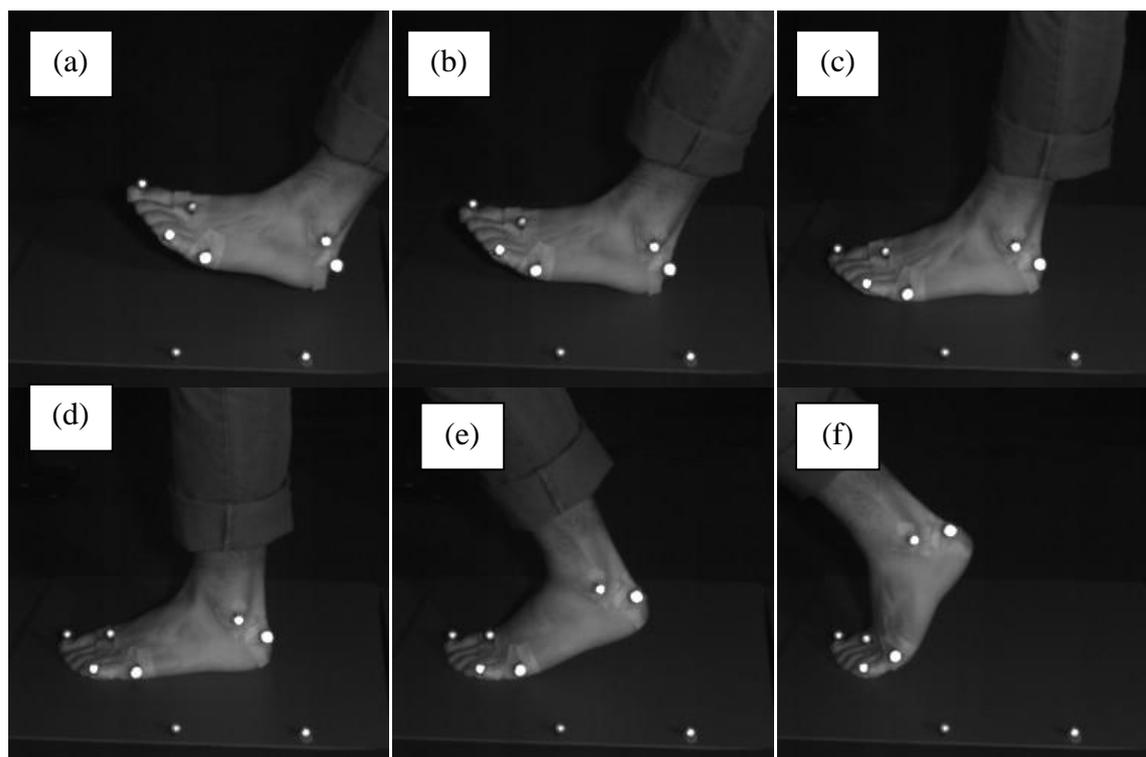


Figura 4.6- Etapas de posição do pé em uma passada.

## 5. SIMULAÇÕES E RESULTADOS

Para a animação do mecanismo da figura 4.3, foram aplicados os valores de posição angular obtidos pela equação 4.2 em suas juntas. Para que o mecanismo transladasse no espaço, também foram aplicadas três condições de movimento linear, cujos valores de entrada foram as posições lineares do ponto M2 medidas em laboratório, aplicando contudo um filtro de mesmo tipo que os anteriores, com uma frequência de corte de 100 Hz. Para evitar um pivotamento ao redor do ponto M2, a junta J2 foi condicionada a estar sempre paralela ao eixo X global. Além disso, pelo fato de a junta J5 não estar sempre alinhada com o eixo Y, o resultado de sua velocidade angular é insatisfatório (como demonstrado em seção seguinte). Deste modo, em primeira análise, a escolha da animação do mecanismo através somente de juntas de posição angular forneceu um melhor resultado visual em relação a animação baseada em velocidades angulares. Após a simulação, os resultados são ilustrados na figura 5.1, seguindo a mesma ordem de movimento descrita no parágrafo anterior para a figura 4.6.

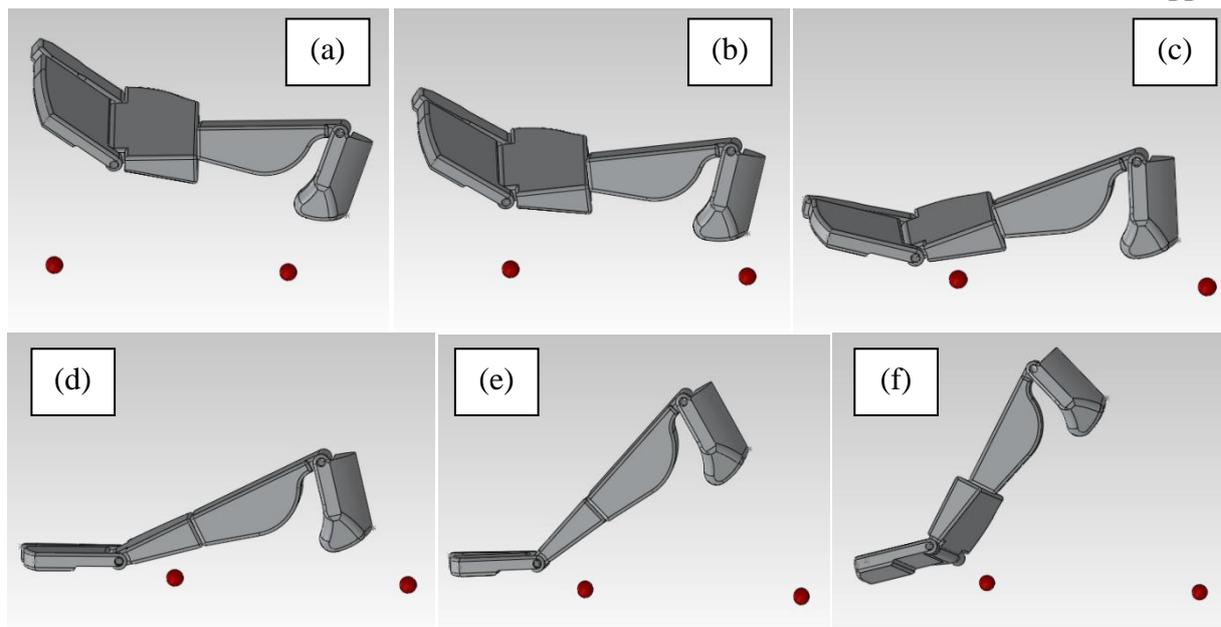


Figura 5.1 - Etapas de posição do mecanismo em simulação.

A sequência ilustrada na figura 5.1 indica todas as etapas previamente explanadas, contudo se faz necessária uma quantificação do desvio de trajetória do mecanismo em relação aos dados obtidos em laboratório (metodologia de cálculos indicada na próxima seção) Para tal, foram posicionados no mecanismo os mesmos pontos de medição nas posições das suas respectivas juntas ou extremidades. É esperada uma diferença de posicionamento inicial no espaço do próprio mecanismo no ambiente do programa de simulação. Para contornar essa questão, o ponto onde sua função intercepta o eixo das ordenadas nos gráficos é definido como o mesmo para ambos, sendo todas as grandezas mensuradas em relação a mesma origem do sistema de medição. Todos os gráficos de posição linear para os pontos medidos em laboratório e do mecanismo estão ilustrados na figura A5 do Apêndice II, já um exemplo do ponto M1 está ilustrado na figura 5.2. O valor das posições é expresso em milímetros e o tempo transcorrido em segundos. As curvas em cor vermelha pertencem as medições, já as de cor azul são as provenientes da simulação. Os gráficos comparativos das velocidades angulares de cada junta encontram-se na figura A6 de mesmo Apêndice e a figura 5.3 exemplifica os valores encontrados para a junta J1. As linhas azuis indicam as velocidades calculadas pelas equações 4.7 e 4.8, onde para uniformidade foi aplicado um filtro de mesma frequência das posições angulares (50Hz). Já as linhas vermelhas representam os valores fornecidos pelo programa de simulação.

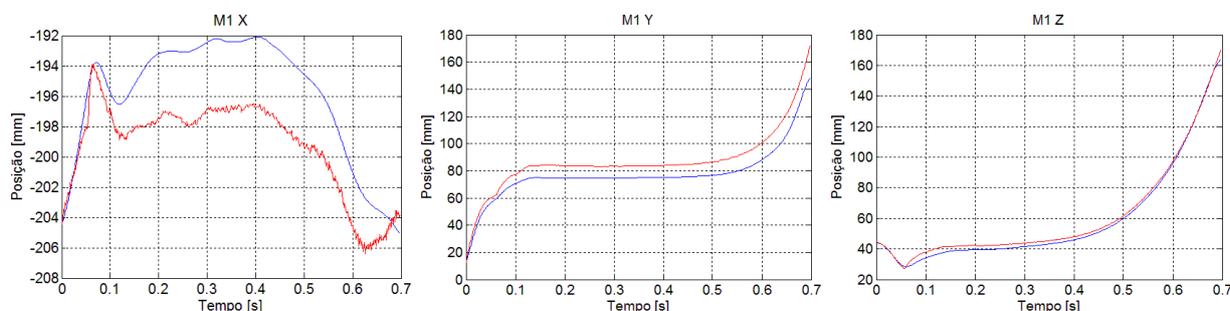


Figura 5.2 - Exemplo das posições lineares para o ponto M1.

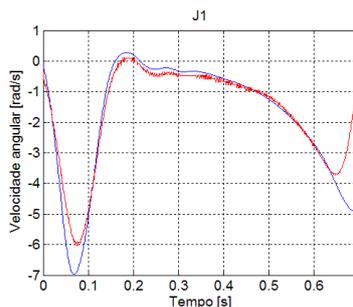


Figura 5.3 - Exemplo da velocidade angular para a junta J1.

Além da configuração proposta na Seção 4.2, também foi estudada a possibilidade de se utilizarem estruturas mais simplificadas, consistindo em suprimir uma ou mais juntas da estrutura ilustrada na figura 4.3, com o intuito de facilitar a construção, a motorização e o controle do mecanismo em etapas futuras. Na primeira simplificação a junta de J5 é inibida, sendo sua posição angular constante e igual a 0 rad. Na segunda consideração, a junta J5 está ativa, contudo, é desconsiderada a junta dos pododáctilos, incluindo o Hálux (J3 e J4), onde possui um valor de posição angular constante de 2,69 rad em relação a superfície do segmento S2. Tais estruturas simplificadas também foram estudadas por meio de simulação, a fim de se verificar se as mesmas introduziam degradações significativas no nível de fidelidade de representação dos movimentos da estrutura em comparação com os dados experimentais. Na próxima seção, apresenta-se a análise crítica dos resultados obtidos nessas simulações, incluindo a quantificação do desvio das trajetórias simuladas em relação aos dados obtidos em laboratório (tabela 6.1).

## 6. ANÁLISE DE RESULTADOS

Para realizar a comparação quantitativa da trajetória dos pontos do mecanismo em relação aos dados experimentais correspondentes, foram calculadas as diferenças de suas posições lineares nas três direções ortogonais, seguindo o conceito de desvio de trajetória (equação 6.1).

$$\text{Desvio}_u = |P_{\text{mec}_{u/o}} - P_{u/o}| \quad (6.1)$$

onde:

$\text{Desvio}_u$  = desvio da componente u da posição linear do ponto no mecanismo em relação ao ponto medido em laboratório, ambos sob mesma referência, onde u pode ser o eixo X, Y ou Z. [mm];  $P_{\text{mec}_{u/o}}$  = componente u da posição linear do ponto no mecanismo em relação ao sistema de origem [mm];  $P_{u/o}$  = componente u da posição linear do ponto medido em laboratório em relação ao sistema de origem [mm].

Com os desvios obtidos para cada direção, o desvio total médio no espaço tridimensional é dado pela raiz quadrada da soma dos quadrados desses valores individuais:

$$\text{DesMed}_u = \sqrt{\text{Desvio}_x^2 + \text{Desvio}_y^2 + \text{Desvio}_z^2} \quad (6.2)$$

onde:

$\text{DesMed}_u$  = desvio médio da posição linear do mecanismo em relação aos dados medidos, considerando a parcela de desvio de cada componente. [mm]

A tabela 6.1, como apresentada em seção anterior, resume os valores máximos e médios dos desvios dos pontos no caso de todas as juntas funcionais e nos dois casos de simplificação, cujas configurações já foram anteriormente detalhadas.

Tabela 6.1 - Valores de desvio de todos os pontos.

| Desvio                  | Todas as juntas liberadas | Junta J5 suprimida | Juntas J3 e J4 suprimidas |
|-------------------------|---------------------------|--------------------|---------------------------|
| <i>M1 desvio médio</i>  | 10,43 mm                  | 10,43 mm           | 10,43 mm                  |
| <i>M1 desvio máximo</i> | 24,33 mm                  | 24,33 mm           | 24,33 mm                  |
| <i>M2 desvio médio</i>  | 2,19 mm                   | 2,19 mm            | 2,19 mm                   |
| <i>M2 desvio máximo</i> | 4,28 mm                   | 4,28 mm            | 4,28 mm                   |
| <i>M3 desvio médio</i>  | 17,12 mm                  | 7,75 mm            | 17,14 mm                  |
| <i>M3 desvio máximo</i> | 41,86 mm                  | 20,51 mm           | 41,37 mm                  |
| <i>M4 desvio médio</i>  | 16,09 mm                  | 10,56 mm           | 20,35 mm                  |
| <i>M4 desvio máximo</i> | 44,07 mm                  | 26,54 mm           | 28,36 mm                  |
| <i>M8 desvio médio</i>  | 15,37 mm                  | 34,62 mm           | 24,91 mm                  |
| <i>M8 desvio máximo</i> | 25,41 mm                  | 57,33 mm           | 41,25 mm                  |

Analisando-se a sequência de movimento gerada e apresentada na figura 5.1, o mecanismo reproduziu movimentos visualmente identificáveis como naturais e realizáveis por um pé real. Uma análise de desvio de posição linear através de comparação de trajetória descrita por pontos posicionados de modo similar entre o mecanismo e o usuário sujeito ao teste indicaram valores elevados em determinadas condições. Os valores mais elevados de desvio de posição encontram-se após a junta de inversão e eversão (J5), nos pontos M3, M4 e M8. Nota-se sobre as três condições de restrição de juntas, uma significativa melhora do desvio do ponto M3 quando o movimento de eversão é restringido. Identificado as componentes de maior contribuição para o valor médio como sendo as dos eixos X e Z, algumas conclusões podem ser formadas: (1) há um valor elevado na componente X, pois não há nenhuma articulação que permita a rotação sobre o eixo Z, o que impede o movimento de rotação do pé nesse eixo de acordo com o movimento da figura A 4 do Apêndice I [Rose e Gamble, 1998]; (2) a componente Z sofre um aumento adicional do seu desvio durante a correção do ponto de corte do eixo das ordenadas. O gráfico 6.1 ilustra seus valores sem essa correção, onde a posição inicial do mecanismo se encontra em 64 mm acima do solo, enquanto que na medição esse valor é de 80 mm, contudo a altura após a junta de eversão atingir 0 rad é a mesma, logo, quando o gráfico é deslocado para mesmo ponto inicial, o desvio médio aumenta. Essa diferença de alturas se deve à angulação inicial da junta de eversão, de modo que o ponto M3 tem sua altura reduzida em 16 mm.

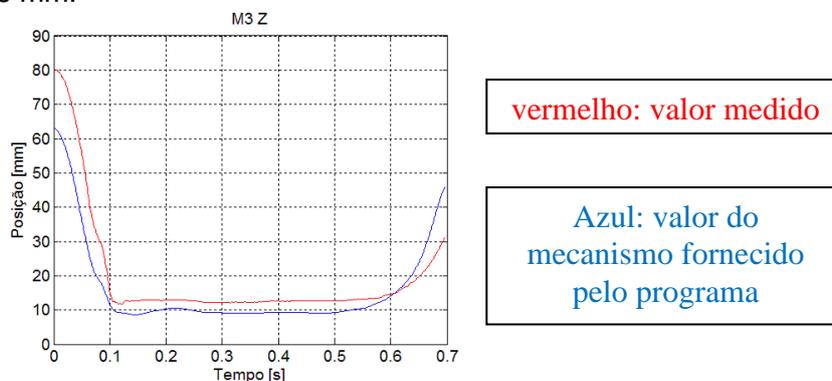


Figura 6.1 - Posição em Z do ponto M3.

Quando a junta J5 é suprimida, há uma melhora no desvio dos pontos M3 e M4, contudo há uma queda do ponto M8. O ponto M3 é pouco afetado pela restrição das juntas J3 e J4, mas há uma queda da desvio médio de M8. Deste modo, nenhuma das juntas se mostrou desnecessária ou pouco relevante, mas a discrepância sobre a junta de eversão J5 ainda é grande. Isso se deve, provavelmente, ao fato do pé-médio ser composto pelo acoplamento de diversos ossos menores. Seus movimentos relativos permitem uma flexão da sola de pé, de modo que na figura 5.1 observa-se que a articulação do quinto pododáctilo está elevada, enquanto a do segundo ainda permanece no solo. Um aumento do número de juntas ou ligações na geometria do mecanismo poderia prover tal deformação, possibilitando uma maior flexibilidade e controle individual da posição de cada ponto, porém aumentando muito a complexidade dos cálculos. Outra solução é um refinamento no cálculo de posição angular de eversão com a utilização de um maior número de esferas reflexivas nas medições de cinemática, porém é obrigatório então, o uso de um maior número de câmeras.

Em análise das velocidades angulares comparadas da figura A6 do Apêndice II, os resultados calculados e fornecidos foram bem semelhantes, contudo, havendo divergência em todas as velocidades após o tempo de 0,65 segundos. Essa diferença pode ser proveniente da filtragem dos valores das posições angulares, que é realizada antes das velocidades fornecidas pelo programa. No caso das velocidades calculadas, a filtragem ocorre após o cálculo analítico, que também carrega a influência da filtragem de 50 Hz sobre os resultados da equação 4.3. A comparação mais discrepante aparece sobre a junta J5, onde o valor calculado é bem mais elevado que o fornecido. Por serem calculados segundo a equação 4.8, seus valores carregam a simplificação de velocidades somente no plano XZ, cujas componentes podem não ser as mais significativas no vetor de velocidade linear dos pontos M7 e M8, pois o eixo da junta não está sempre alinhado com a direção do eixo Y global. Desse modo o resultado calculado ainda não pode ser confiável para futuros cálculos dinâmicos, e um refinamento na sua teoria se faz necessário

## 7. CONCLUSÕES

Em análise final o mecanismo conseguiu reproduzir qualitativamente em um nível satisfatório os principais movimentos realizados por um pé humano. Já a análise quantitativa dos desvios de trajetória atesta que nenhuma das juntas é considerada dispensável para a reprodução desse movimento, contudo foram identificados valores elevados de desvio nos pontos de extremidade do mecanismo. Para que esses valores diminuíssem, poderiam ser adicionadas ao mecanismo mais juntas para o movimento relativo dos segmentos pertencentes aos metatarsos, porém ocorreria um aumento significativo da complexidade nos cálculos cinemáticos. Outra solução seria a adição de um maior número de pontos para a coleta dos dados em medição, necessitando também de mais câmeras de cinemática. Como o mecanismo é concebido para o uso em testes de conforto de calçados, onde um dos principais fatores que o define é o padrão de forças verticais de reação do sono, os valores de desvios provenientes da direção X se tornam pouco significativos, diminuindo assim o desvio médio total de cada ponto.

O futuro deste trabalho visa uma análise dinâmica como próximo passo. Para tal os valores dos torques de cada junta serão obtidos a partir dos resultados da análise cinemática aqui descrita. Tentativas já foram realizadas para se obter a mesma animação a partir de valores de força, contudo ainda de modo insatisfatório, onde a resposta ao longo do tempo das forças ainda é muito afetada pelas flutuações que ocorrem na derivação das velocidades angulares.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahn, C. K.; Lee, M. C.; Go, S. J.; "**Development of a Biped Robot with Toes to Improve Gait Pattern**"; IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003); 2003.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), "**ABNT NBR 14834:2011: Conforto do calçado - Requisitos e ensaios**", 2011, Acessado em 10/06/2012.

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), "**ABNT NBR 14838:2011: Calçados - Determinação do índice de amortecimento do calçado**", 2011, Acessado em 10/06/2012.

Davis, S.; Caldwell, D.G.; "**The Design of an Anthropomorphic Dexterous Humanoid Foot**", The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; Taipei, Taiwan; October 18-22, 2010.

Guihard, M.; Gorce, P.; "**Biorobotic foot model applied to BIPMAN robot**"; 2004 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics; 2004.

Hibbeler, R.C.; "Dinâmica: Mecânica para Engenharia vol. 2", 10<sup>a</sup> edição, editora Prentice Hall, ISBN:85-87918-96-6, 2005.

Hirai, K.; Hirose, M.; Haikawa Y.; Takenaka, T.; "**The Development of Honda Humanoid Robot**"; IEEE International Conference on Robotics & Automation; Leuven, Belgium; Maio 1998.

Kaneko, K.; Kanehiro, F.; Kajita, S.; Hirukawa, H.; Kawasaki, T.; Hirata, M.; Akachi, K.; Isozumi, T.; "**Humanoid Robot HRP-2**"; IEEE International Conference on Robotics & Automation; New Orleans, LA; Abril 2004.

Moore, K.L.; Dalley, A.F.; Agur, A.M.R.; "**Clinically Orientated Anatomy**"; sixth ed. editora Wolters Kluwer, Baltimore, 2010.

Park, I.W.; Kim, J.; Lee J.; Oh J.; "**Mechanical Design of a Humanoid Robot Platform KHR-3 (KAIST Humanoid Robot - 3: HUBO)**"; 5<sup>th</sup> IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots; 2005.

Perry, J., "**Análise de Marcha vol 1- Marcha Normal**", editora Manole; ISBN: 1397-8; 2004.

Rajput, B.; Abboud, R.J.; "**Common Ignorance, Major Problem: The Role of Footwear in Plantar Fasciitis**"; The Foot 14 (4) 214-218 ; 14 de Junho de 2004.

Rose, J.; Gamble, J.G.; "**Marcha Humana**", 2<sup>da</sup> edição, editora Premier, ISBN: 85-86067-03-2, 1998.

Sakagami, Y.; Watanabe, R.; Aoyama, C.; Matsugana, S.; Higaki, N.; Fujimura, K.; "**The Intelligent ASIMO: System Overview and Integration**"; IEEE Intl. Conference of Intelligent Robots and Systems; EPFL, Lauseanne, Switzerland; Outubro 2002.

## APÊNDICE I - Gravuras de configuração de passada e movimentos do pé humano

Nesta seção são indicados os principais movimentos realizáveis pelo pé humano, assim como os tipos de caminhada existentes e uma sequência de distribuição de pressões ao longo de uma passada.



Figura A1 - Tipos de passada.

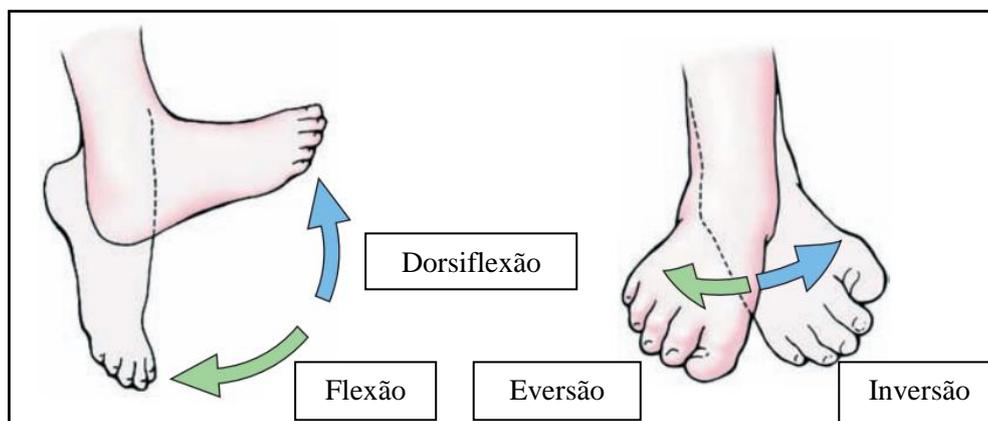


Figura A2 – Movimentos do pé pela terceira e quarta junta [Moore et al., 2010].

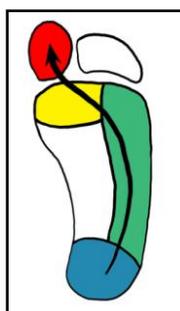


Figura A3 – Sequência de distribuição de pressão na sola do pé ao longo de uma passada.

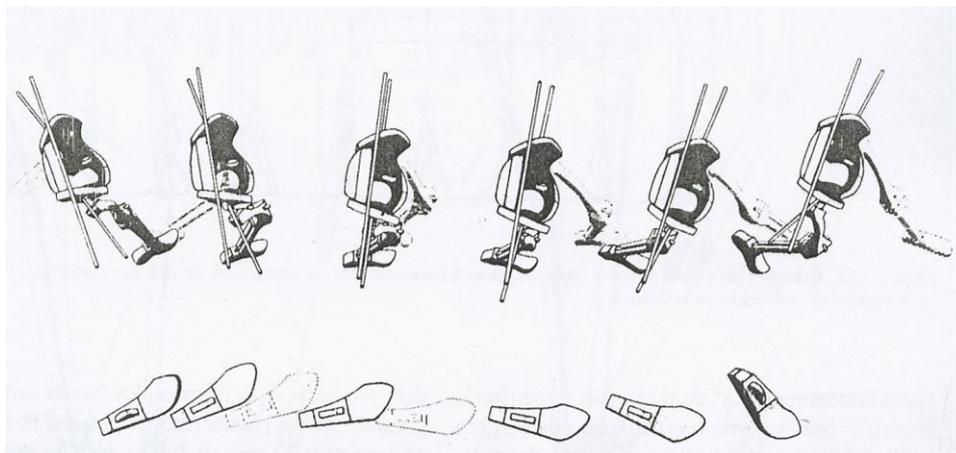
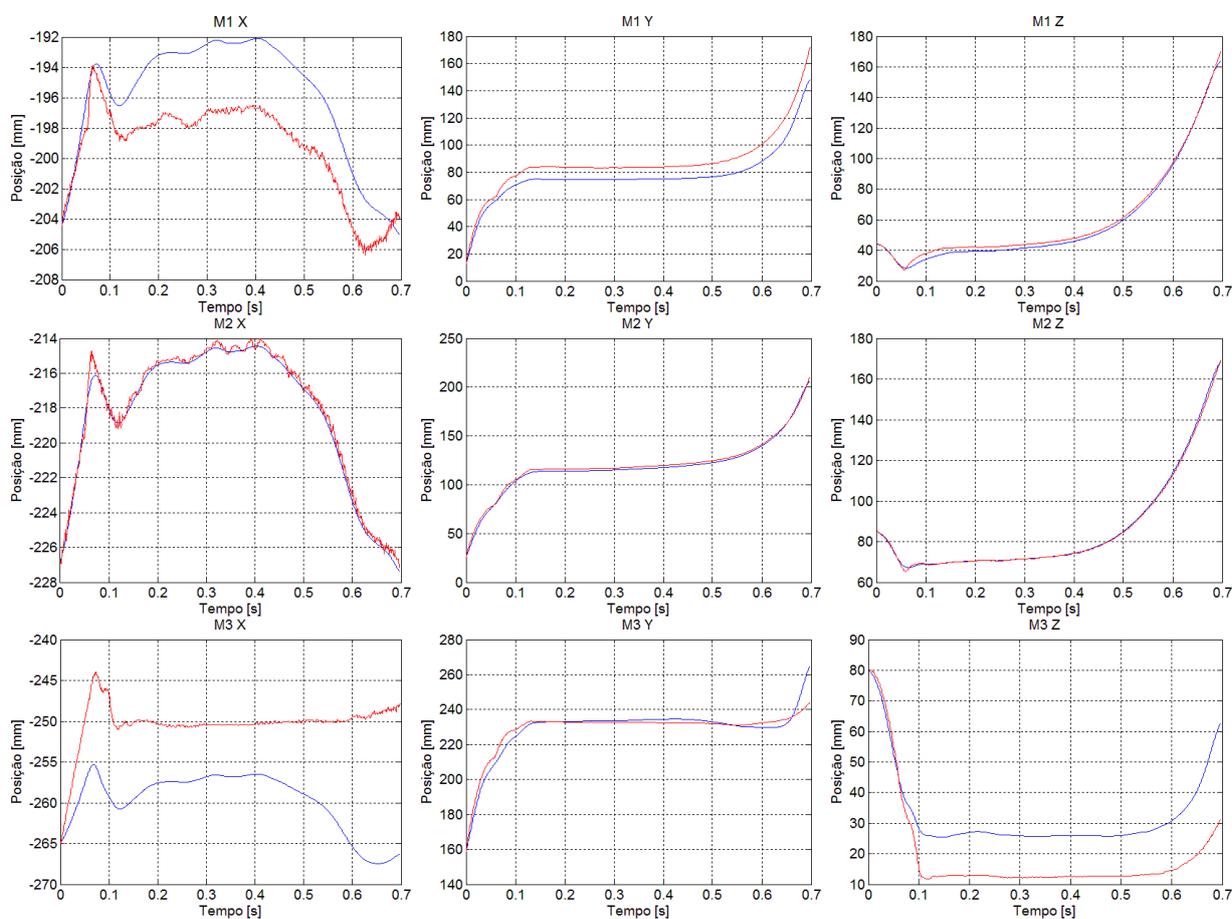


Figura A4 - Rotação transversal do pé no plano XY em uma passada [Rose e Gamble, 1998]

## APÊNDICE II - Gráficos comparativos de posição linear e velocidade angular

Os gráficos ilustrados nesta seção indicam os valores de posição linear de cada ponto nas três direções ortogonais e a velocidade linear de cada junta. Na figura A5 as linhas vermelhas representam os valores obtidos em medição e as linhas de cor azul as posições calculadas. Já na figura A6 as linhas vermelhas indicam a velocidade angular fornecida pelo programa de simulação e as de cor azul são as velocidades calculadas.



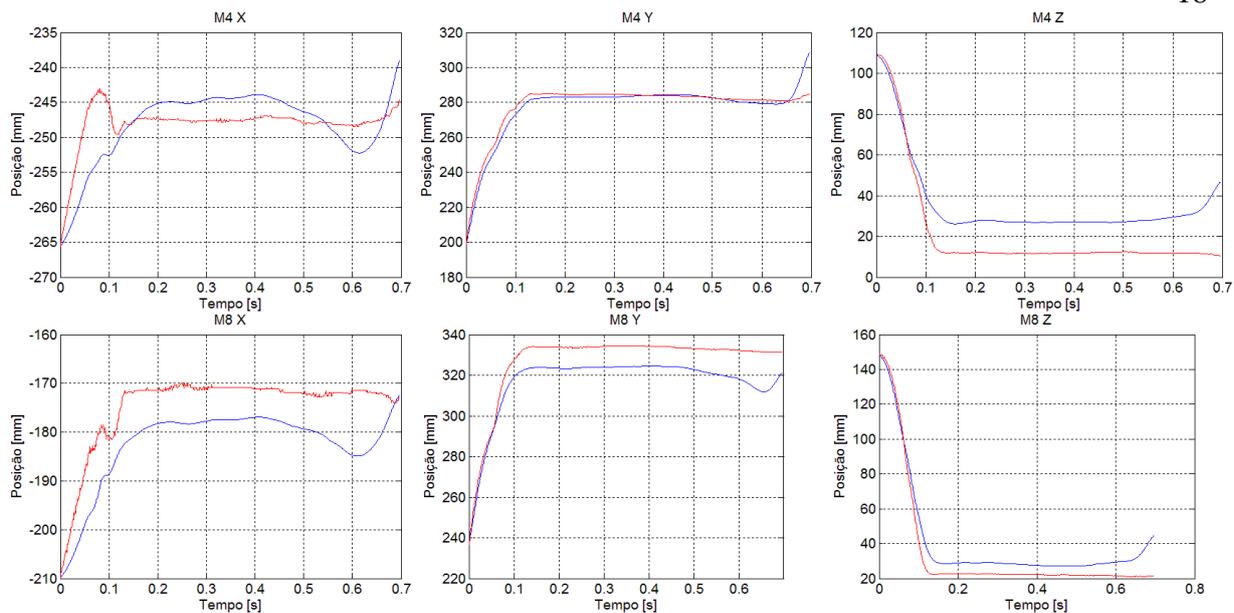


Figura A5 - Gráficos da posição linear do mecanismo (azul) e dos pontos medidos (vermelho)

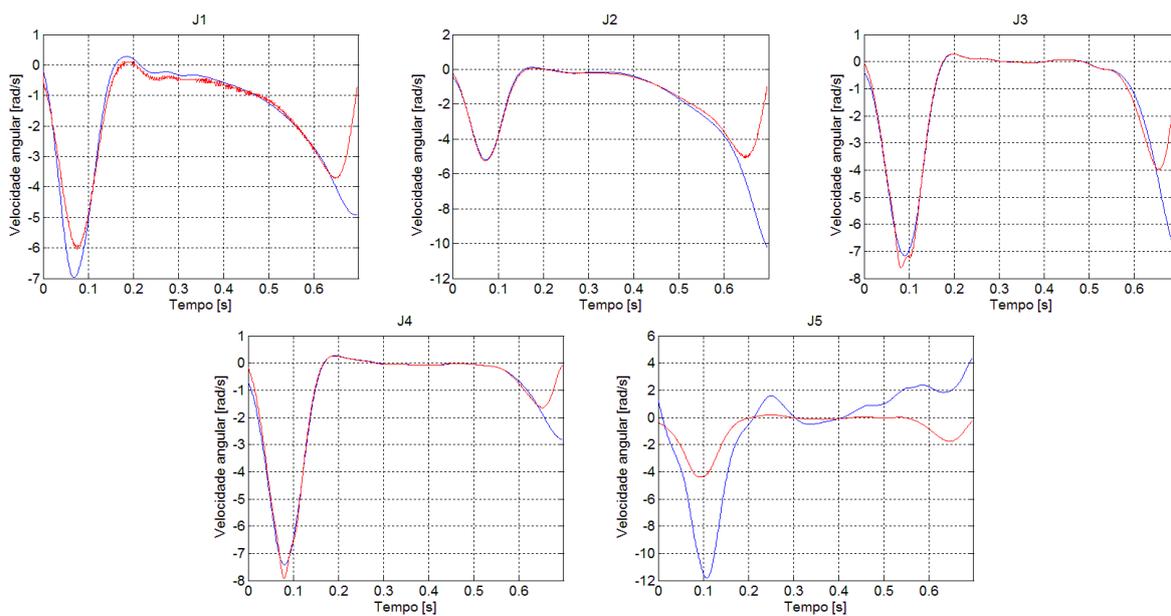


Figura A6 - Gráficos da velocidade angular calculados (azul) e os fornecidos pelo programa (vermelho)