

Declaração de Direito Autoral

Autores que publicam nesta revista concordam com os seguintes termos:

- a. Autores mantêm os direitos autorais e concedem à revista o direito de primeira publicação, com o trabalho simultaneamente licenciado sob a Licença Creative Commons Attribution que permite o compartilhamento do trabalho com reconhecimento da autoria e publicação inicial nesta revista.
- b. Autores têm autorização para assumir contratos adicionais separadamente, para distribuição não-exclusiva da versão do trabalho publicada nesta revista (ex.: publicar em repositório institucional ou como capítulo de livro), com reconhecimento de autoria e publicação inicial nesta revista.
- c. Autores têm permissão e são estimulados a publicar e distribuir seu trabalho online (ex.: em repositórios institucionais ou na sua página pessoal) a qualquer ponto antes ou durante o processo editorial, já que isso pode gerar alterações produtivas, bem como aumentar o impacto e a citação do trabalho publicado (Veja O Efeito do Acesso Livre).

Fonte: <http://artefactum.rafrom.com.br/index.php/artefactum/about/submissions#copyrightNotice>.  
Acesso em: 7 maio 2018.

REFERÊNCIA

ROSA, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury et al. Proposta de tecnologia assistiva para novas perspectivas de atenção às úlceras do pé diabetico. **ARTEFACTUM**: Revista de estudos em Linguagens e Tecnologia, Rio de Janeiro, v. 15, n. 2, p. 1-13, 2017. Disponível em: <<http://artefactum.rafrom.com.br/index.php/artefactum/article/view/1495/723>>. Acesso em: 7 maio 2018.

## PROPOSTA DE TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA NOVAS PERSPECTIVAS DE ATENÇÃO ÀS ÚLCERAS DO PÉ DIABÉTICO

Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa  
[rodrigues.suelia@gmail.com](mailto:rodrigues.suelia@gmail.com)  
<http://lattes.cnpq.br/1154673226500318>

Felipe Soares Macedo  
[macedosfelipe@gmail.com](mailto:macedosfelipe@gmail.com)  
<http://lattes.cnpq.br/0180507585649457>

Guilherme Henrique Rodrigues Vaz  
[vazghr@gmail.com](mailto:vazghr@gmail.com)  
<http://lattes.cnpq.br/4028656251244614>

Mário Fabrício Fleury Rosa  
[mariosafleury@gmail.com](mailto:mariosafleury@gmail.com)  
<http://lattes.cnpq.br/1734397644031826>

### RESUMO

**Introdução:** O diabetes melito (DM) é uma doença crônica não transmissível com elevado grau de relevância em todos os eixos de atenção à saúde, no entanto, os índices epidemiológicos mostram elevado índice de complicações, morbidade e mortalidade. Entre as complicações se destaca o pé diabético, considerado uma disfunção inicialmente tegumentar com potencial causador de limitações funcionais, culminando na amputação de dedos, pés ou até pernas. Neste contexto clínico e funcional, a engenharia associada a ciências aplicada à saúde, como a fisioterapia, podem contribuir com o desenvolvimento de tecnologias assistivas que podem contribuir com os tratamentos conservadores de sequelas decorrentes das úlceras em pés de pessoas com DM. **Objetivo:** Obter um modelo matemático da pressão plantar por meio de uma palmilha desenvolvida à base de látex (*hevea brasiliensis*), além de apresentar uma metodologia de avaliação da pessoa com diabetes sob a perspectiva das ciências aplicadas à saúde, como a fisioterapia associada a conceitos de engenharia para contribuir com o conhecimento sobre a pisada diabética associada Tecnologias Assistivas aplicadas ao usuário com diabetes melito. **Materiais e Métodos:** Foi realizada avaliação física e funcional com o participante do estudo. Além disso, foi confeccionada uma palmilha foi confeccionada uma palmilha com biomaterial a partir de um modelo matemático obtido por meio de dados coletados. Para isso, foi realizado pedographic analysis com equipamento Plataforma Emed n50 Novel e software Emed HMFT (© 2013 novel gmbh) e sensores de força FlexiForce®, modelo HT 201, do fabricante Tekscan. A análise dos primeiros dados demonstrou que a palmilha de látex produzido a partir de uma modelo matemática foi capaz de diminuir a pressão plantar no pé de um indivíduo com DM, podendo sugerir que esta Tecnologia Assistiva poderá contribuir com a prevenção de úlceras de pressão, sobretudo em região com maior percentual de acometimento.

**Palavras-chave:** Diabetes melito, úlcera por pressão, tecnologia assistiva, fisioterapia e modelagem matemática.

## INTRODUÇÃO

Relatos de doenças como o diabetes melito (DM) remontam a épocas tão distantes quanto o próprio surgimento da escrita. Registros históricos, como o papiro de Ebers (manuscrito da época 1500 a.C.), já mencionavam sintomas semelhantes aos conhecidos na atualidade. Entre 1910 e 1920, surgiu, nos Estados Unidos, um dos mais importantes diabetologistas da época, Elliot P. Joslin, que definia o DM como uma doença crônica, não contagiosa, que evoluía sem dor e podia ser tratada cronicamente (Pires & Chacra 2008).

O curso teórico e científico em torno da temática, influencia novas abordagens de tratamento e prevenção do DM, à medida que novos pressupostos científicos incentivam avanços técnicos e tecnológicos sobre o tema, sobretudo, com o objetivo de minimizar o impacto da doença sobre o cotidiano das pessoas com diagnóstico de diabetes tipo 1 ou 2 (SBD 2015).

Entre as complicações conhecidas no contingente do m DM está o denominado pé diabético. Apesar das múltiplas complicações sérias e dispendiosas que afetam os indivíduos com diabetes - tais como doenças do coração, disfunções renais, hemodinâmica e até oculares. As complicações localizadas no pé representam a maior parte: cerca de 40 a 70% das amputações das extremidades inferiores estão relacionadas ao diabetes melito. O que pode variar, como na região frontal e no calcâneo foram descritos índices de amputação superior a 70% (Batista 2010).

Uma sociedade mais permeável à diversidade questiona seus mecanismos de segregação e vislumbra novos caminhos de inclusão social para as pessoas com limitações funcionais. Este fato tem estimulado e fomentado novas pesquisas, inclusive com a apropriação dos acelerados avanços tecnológicos disponíveis na atualidade (Galvão Filho 2009). Segundo essa perspectiva, conceitos como Tecnologia Assistiva (TA) surgem e ganham espaço no meio científico, principalmente na área da saúde, sob uma perspectiva multidisciplinar, descentralizada e heterogênea.

Apesar de possuir outras atribuições, o campo da Tecnologia Assistiva (TA) contribuiu para melhorar as habilidades funcionais de pessoas acometidas por danos leves ou graves e, dessa forma, proporciona mais autonomia e independência funcional. Enquanto área de conhecimento a Tecnologia Assistiva surgiu no Brasil em novembro de 2006, quando o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT) a propôs por meio da Portaria n°142 (BRASIL 2009). Em virtude da recente institucionalização da área representada pela Tecnologia Assistiva, naturalmente há uma produção acadêmico-científica especializada e desassociada tanto em relação a aspectos de Investigação e Desenvolvimento (I&D) quanto à Pesquisa e Desenvolvimento (P&D) devido à pulverizada produção nos canais científicos. Tal ocorrência acarreta duas consequências importantes: I) baixa produção conceitual e tecnológica; II) índices inferiores de políticas públicas que ofertem a Tecnologia Assistiva em Saúde (BRASIL 2009).

O presente estudo tem como objetivo, no âmbito de Investigação e Desenvolvimento (I&D), obter um modelo matemático da pressão plantar por meio de uma palmilha desenvolvida à base de látex (*hevea brasiliensis*), além de apresentar uma metodologia de avaliação da pessoa com diabetes sob a perspectiva das ciências aplicadas à saúde, como a fisioterapia (Mueller et al. 2006) LAIM associada a conceitos de engenharia para contribuir com o conhecimento sobre a pisada diabética associada Tecnologias Assistivas aplicadas ao usuário com diabetes melito.

## MATERIAIS E MÉTODOS

A pesquisa foi aprovada pelo do Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria de Estado e Saúde do Distrito Federal (FEPECS) sob o número 052/2012. Seguindo os critérios preconizados pela Resolução 466/2012 (BRASIL 2012) do Conselho Nacional de Saúde participou da pesquisa, um indivíduo convidado por meio de contato pessoal. Após esclarecimentos dos procedimentos e etapas pertinentes aos ensaios, o voluntário aceitou participar da pesquisa e assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Além disso, foi aplicado um questionário estruturado com questões fechadas para mapeamento demográfico (data de nascimento, sexo, data do diagnóstico, medicamento que faz uso, tipo de DM, dentre outras). Também foi utilizado o questionário Michigan Neuropathy Screening Instrument (Herman, W. H. Pop-Busui, R. Braffett, B. H. Martin, C. L. Cleary, P. A. Albers, J. W. Feldman 2012), instrumento para avaliar os sintomas relacionados à neuropatia diabética. Antecedendo a coleta foi solicitada a paciente foi aconselhada a não consumir álcool ou qualquer tipo de medicação durante as 24 horas que antecediam o início do experimento.

Também foram aferidas medidas antropométricas corporais e do pé, como dos sinais vitais, como: estatura e massa corporal, batimento cardíaco, porcentagem de oxigênio e dimensões antropométricas do pé utilizando paquímetro. Além do índice glicêmico via Accu-Chek Active lancetador® com tiras de medição e lancetas, dose temporal basal. Na sequência, foi aplicado um questionário para a verificação da qualidade de vida da paciente e verificação das atividades diárias – tais como andar, subir escadas, dirigir, e realizar afazeres domésticos, além de itens relacionados a considerações financeiras, efeitos colaterais de medicamentos e estilo de vida, no entanto estes dados serão analisados e apresentados em outro momento.

Para fins de uma primeira análise – obtenção do modelo matemático, os dados apresentados foram obtidos pelas fases seguintes. A localização dos sensores e a posição do paciente foi determinada por um teste realizado por intermédio do pedographic analysis com equipamento Plataforma Emed n50 Novel e software Emed HMFT (© 2013 novel gmbh), que coleta dados da distribuição da pressão plantar por meio de sensores e circuitos de coleta de dados e software. Durante a aquisição de dados foi solicitado ao indivíduo que o peso corporal fosse distribuído de forma homogênea em ambos os pés. Após análise dos dados, foi selecionada o experimento com o paciente na posição

ortostática, com pés descalços, olhos abertos com permanência de 30 segundos de cada aquisição bipodal.

Posteriormente, foi acoplado à perna da paciente um sistema de aquisição de sinal gerado por quatro sensores de força, além de permitir o armazenamento dos dados processados pelo microcontrolador. O kit de desenvolvimento EZ430-F2013 da Texas Instruments está equipado com o microprocessador MSP430 e com um módulo Wi-Fi para transmissão. A taxa de amostragem da ordem de 2KHz nos módulos de aquisição, juntamente com as taxas de transmissão por módulos Wi-Fi, resulta em uma taxa de amostragem efetiva de cerca de 40Hz. As saídas do circuito são conectadas ao microcontrolador que envia os dados ao computador via *wireless*. Os códigos implementados são destinados a coletar as informações da palmilha, enviar e receber uma mensagem contendo esses dados, permitir a leitura dos elementos pelo MatLab® e por fim armazenar e apresentar as informações obtidas.

Ainda foram empregados quatro sensores de força FlexiForce®, modelo HT 201, do fabricante Tekscan®. Os sensores foram fixados na palmilha com fita para garantir que não ocorresse deslocamento durante os testes. Com a palmilha fixada ao pé, realizou-se a coleta de dados com a paciente, que ficou em posição ereta e foi orientada a permanecer na posição estática por 10 segundos. No segundo momento foi solicitado que a mesma caminhasse por 50 segundos e no último momento, permaneceu novamente na posição ortostática e parada por mais 30 segundos. Este procedimento foi repetido para se obter dados de validação.

A palmilha foi desenvolvida com látex natural (*Hevea Brasiliensis* – biomaterial brasileiro com aplicação em diversas áreas) e diferentemente das demais palmilhas com sistemas de medição da pressão plantar é confeccionada de maneira totalmente individualizada e personalizada, respeitando a anatomia, características e adaptação morfológicas do pé do paciente modelo. Isso permitiu que os sensores fossem instalados em pontos específicos para capturar dos sinais de pressão plantar. Ressalta-se que as alterações existentes na trajetória do centro de pressão de indivíduos neuropáticos podem ser vistas na imagem do deslocamento do centro de pressão (COP) na direção medial-lateral e anteroposterior. Essa compreensão da estabilidade é uma variável que influencia a aplicação de uma palmilha personalizada.

## Tecnologia Assistiva para o pé diabético: Palmilha Sensorizada

Na primeira etapa, confeccionou-se a palmilha derivada de látex natural, a versão desta TA com os componentes eletrônicos pode ser observada na figura 1 e figura

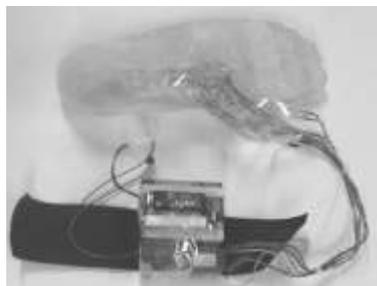


Figura 1: Foto do protótipo de captura dos dados utilizados na identificação do modelo. Na imagem são mostrados os sensores FlexiForce® conectados a uma placa de aquisição com um *buffer* e um estágio de ganho conectado ao microcontrolador Msp430f2274 (rf2500).

Fonte: Autores da pesquisa

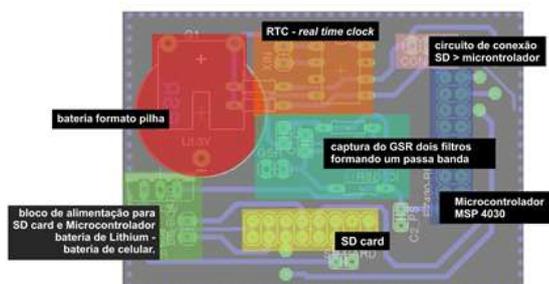


Figura 2: Visualização dos elementos que compõem as placas de aquisição do circuito, feita em *software* de edição de imagem sobreposto ao *layout* da placa feita no *Eagle*.

Fonte: Autores da pesquisa

Os dados de entrada para o sistema foram obtidos mediante ensaio estático na plataforma Emed n50 (Novel gmb), estes dados foram coletados para cada uma das quatro regiões selecionadas no pé direito. Explica-se que a variação mais acentuada dos dados ocorre na região corresponde ao meio do pé (do inglês *midfoot*), sendo essa informação significativa para verificar as alterações do COP e da distribuição da pressão, ou pode ser utilizado para identificar alterações decorrentes da neuropatia.

Ressalta-se que o objetivo da pesquisa contemplará a obtenção de modelo matemático do sistema na região de maior pico de pressão, sendo selecionada a região anterior do pé (do inglês *forefoot*). Assim, justifica-se a inclusão de dois sensores (S1 e S2) na região *forefoot* para gerar os dados experimentais de identificação e de validação. Esses são os dados de saída do sistema que serão identificados para uma entrada força peso, pois há uma correlação significativa entre tais variáveis. Os dados foram coletados pelo circuito de aquisição, onde a tensão máxima de saída era de 2,8V. Enquanto o sinal de entrada aplicado ao sistema é a força peso da paciente. Ao analisar a região escolhida, o valor constatado é de  $P = 682,1N \pm 14,5$ .

Em seguida foi realizada uma análise de Fourier do sinal dos sensores S1 e S2. Sendo para o sensor 1, o período de amostragem foi de 0.4861 s, e a frequência máxima representável obtida foi 35,43 rad/s. E o valor médio do sinal coletado foi 17,72. Ao avaliar o módulo da transformada rápida de Fourier (do inglês fast Fourier transform, ou FFT), aplicada ao sinal do sensor 1, nota-se que, por volta de 0.7rad/s, há um ligeiro pico que pode representar uma frequência fundamental. Isso resulta em um período de 8,97 segundos, que é o período da passada realizada pela paciente. A ferramenta utilizada para obter o modelo dinâmico da passada passiva diabética é a Data Driven Modelling, do Matlab®.

Em relação ao ajustamento dos dados, foi aplicada uma hipótese neutra durante a escolha dos modelos obtidos no processo de identificação. O que significa que não se conhece um modelo dinâmico verdadeiro para essa aplicação e se supõe que todos os modelos são adequados. O método de definir o melhor modelo é avaliar a qualidade do ajuste por meio da análise gráfica das curvas observadas e estimadas no domínio do tempo, frequência, análise gráfica de resíduos e região de confiabilidade.

## RESULTADOS

A amostra foi composta por um paciente do sexo feminino, casada, com 33 anos de idade, diagnosticada há 24 anos com diabetes do tipo 1 sendo usuário da bomba de insulina. A mesma possui ensino superior completo, ainda estudante e moradora da região central do Distrito Federal. Atualmente não tem filhos, como também não apresenta nenhuma limitação física ou funcional.

Conforme o pré-tratamento realizado aos dados de entrada e de identificação (s1), os eixos superiores mostram os dados de saída (pressão); e os eixos de baixo, os dados de entrada (força peso). Tanto a entrada e os dados de saída com valores médios diferentes de zero foram subtraídos (mean – comando). Essa operação de processamento de dados contribui para estimar modelos lineares mais precisos já que tais modelos não conseguem captar as diferenças arbitrárias entre os níveis de sinal de entrada e de saída. O mesmo foi feito para dados de validação (sensor s2). Identificou-se, assim, que não há atraso no sistema observado via resposta impulso, o gráfico de frequência mostrou a concordância entre o modelo em espaço de estados e modelo Fourth-order Autoregressive (ARX). Em última análise, observou-se o intervalo de confiança em 90%.

Em seguida, durante o processo de identificação do modelo que melhor representava o sistema, foi analisado o ruído proveniente de uma perturbação primária e não se origina da entrada. Em modelos polinomiais lineares, optou-se pela estrutura do modelo Box-Jenkins (BJ). Antes de avaliar tal decisão, foram realizadas várias análises típicas do processo de identificação. Assim, o modelo apresentado na forma polinomial se mostra conforme a Equação (1):

$$y(t) = \left[ \frac{B(q)}{F(q)} \right] u(t) + \left[ \frac{C(q)}{D(q)} \right] e(t) \quad (1)$$

com,

$$B(q) = -0.005265 \cdot q^{-7} + 0.008649 \cdot q^{-8} - 0.003362 \cdot q^{-9}$$

$$C(q) = 1 + 0.4556 \cdot q^{-1} - 0.0551q^{-2} - 0.1789q^{-3}$$

$$D(q) = 1 - 0.7948 \cdot q^{-1} - 0.6364q^{-2} + 0.6176q^{-3}$$

$$F(q) = 1 - 0.9276 \cdot q^{-1} + 0.345q^{-2} - 0.06457q^{-3}$$

Na forma espaço de estados, tem-se a Equação (2).

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.7223 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0053 \\ -0.4459 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.0128 \\ -0.8691 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0069 \\ 0.7412 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0061 \\ -0.2542 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.0075 \\ 0.0399 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.0021 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} ent(t) \quad (2)$$

$$y(t) = [1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0] \cdot [\bar{x}_{12}]$$

As simulações obtidas são apresentadas a seguir.

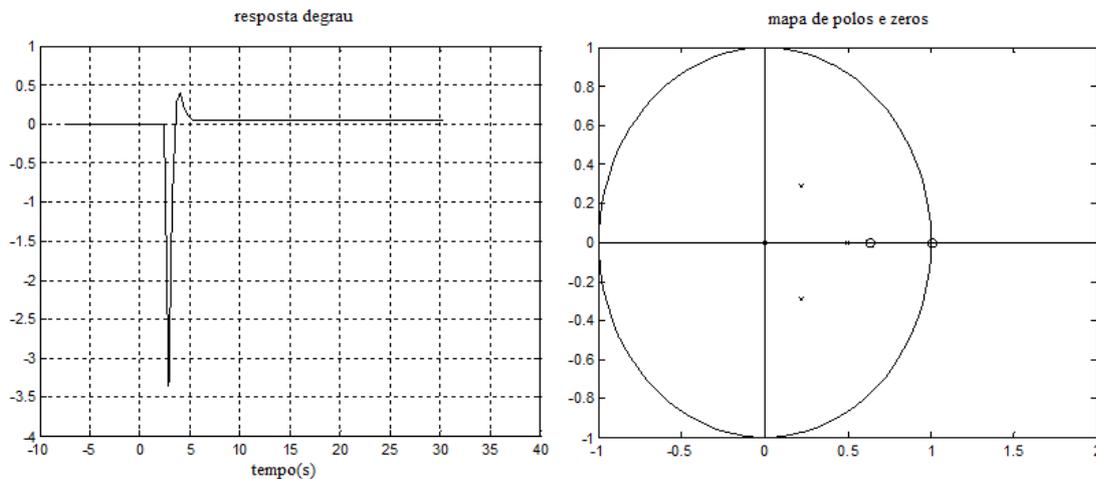


Figura 3: Nessa imagem, são ilustradas simulações do *toolbox* de informações referentes à resposta ao degrau do sistema e sua disposição de polos e zeros, MatLab®.

Enquanto na figura 4, são ilustradas as análises de correlação dos sinais.

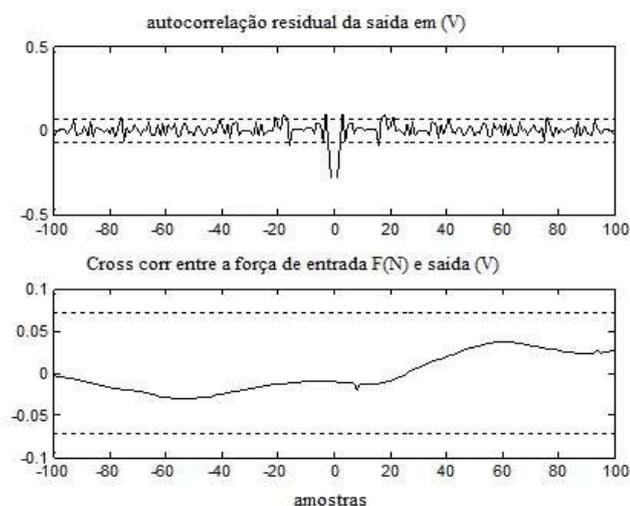


Figura 4: A partir da resposta do sistema (saída) ao sinal de excitação (entrada), percebem-se relações entre saída e entrada dentro da margem confiável e exequível, MatLab®.

As mesmas curvas foram capturadas usando os dados do sensor s2 – validação. Nessa análise, foi realizada uma previsão de 10 interações e o sinal com dados de validação se mantiverem dentro da região entre as linhas pontilhadas, o que é considerado aceitável para corroborar com a hipótese, como pode ser percebido na figura 5.

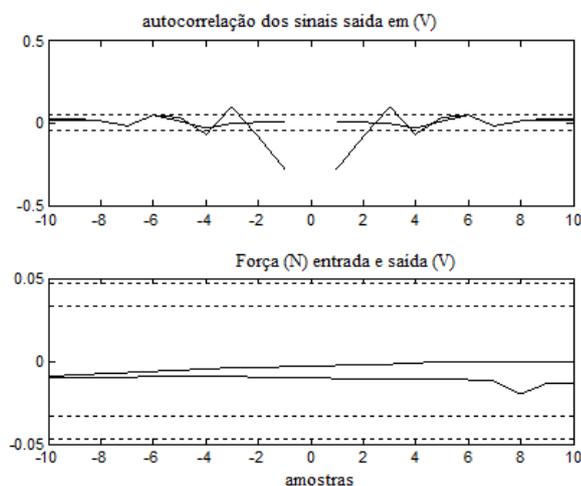


Figura 5: Sinal com dados de validação mantidos dentro da região entre as linhas pontilhadas – sistema validado, MatLab®

## DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Analisar variáveis pertinentes a passada da pessoa com diabetes favorece e amplia o entendimento que cada indivíduo é único, havendo características singulares importantes muitas vezes negligenciadas em avaliações de rotineira globais. As alterações secundárias pertinentes ao sistema musculoesquelético, sobretudo no pé das pessoas

com diabetes não é recente, apesar dos conhecidos e alarmantes dados epidemiológicos (SBD 2015) as alterações podais ainda são de difícil controle e, portanto, responsáveis por limitações temporárias ou permanentes, como a úlcera por pressão ou amputação, respectivamente (Mueller et al. 2006).

O conceito de pé diabético abrange um estado fisiopatológico multifacetado, caracterizado por úlceras, infecção e/ou destruição de tecidos profundos que surgem nos pés do portador de diabetes melito (DM) (Damir 2011). Conforme (Goske et al. 2006), (Formosa et al. 2013), (Kwon, O. Y. Tuttle, L. J. Johnson, J. E. Mueller 2009), tais sintomas ocorrem como consequência da neuropatia, da doença vascular periférica ou de deformidades nos membros inferiores. O pé diabético representa uma das complicações mais devastadoras do DM, uma vez que pode levar a ulcerações que potencialmente evoluem para amputações de maiores ou menores proporções, segundo (El-Hilaly et al. 2013).

Esta alteração surge com mais frequência em locais de tuberosidades ósseas como: I) dedos, devido às pressões externas elevadas causadas por atrofia da musculatura; II) sulcos interdigitais pela ocorrência de fissuras e pequenos cortes, favorecendo a colonização por fungos na pele; III) região distal do pé onde as proeminências dos metatarsos, quando ulceradas, podem originar focos de infecção que são capazes de penetrar nas articulações falangianas levando a infecções; IV) região medial do pé, local de desenvolvimento de calosidades e lesões por representar região de apoio (Bowker, John H; Pfeifer 2007), (Morbach, S. Mülle, E. Reike, H. Risse, A. Rūmenapf 2014), (Rao et al. 2010).

De acordo com recentes estudos referentes à abordagem de tratamento do pé diabético (Mendes & Neves 2012), (Chadwick et al. 2014) conclui-se que a personalização do tratamento (ou da palmilha) determina o grau de redução das úlceras. Segundo (El-Hilaly et al. 2013) há uma redução no desempenho do movimento da marcha pela influência da ação da neuropatia em variáveis como ângulos da pelve, velocidade reduzida de ativação muscular, menor velocidade de marcha, menor amplitude do passo e maior absorção de impacto do pé com o solo devido à rigidez da região (menor circulação sanguínea) e potência motora reduzida (Martin et al. 2009). Assim, todas essas evidências de ocorrência do déficit muscular, associado com decréscimos biomecânicos, devem ser levadas em conta na aplicação de estratégias para a melhoria do desempenho da marcha diabética.

Apesar da paciente analisada nos primeiros testes não apresentar alterações podais, a preocupação com o desenvolvimento de metodologias e sistemas para aquisição e análise de variáveis relacionadas a passada humana diabética pode contribuir para a prevenção e acompanhamento longitudinal de intervenções nas lesões podais. Em pessoas diagnósticos na infância, principalmente os portadores de diabetes tipo 1, o estudo da pisada poderá contribuir com intervenções fisioterapêuticas, funcionais e ortopédicas, de forma a minimizar possíveis danos à marcha, aos pés, aos membros inferiores e, mais ainda, à independência funcional da pessoa com diabetes (AAD 2016).

Muitas pesquisas realizadas com amostra de pessoas com diabetes melito mostram o interesse em variáveis cinéticas e cinemáticas relacionadas a marcha, atividades funcionais e na passada (Raspovic 2013), (Malindu et al. 2013), (Volmer-Thole & Lobmann 2016). No entanto, a contribuição desta pesquisa não está restrita aos objetivos analítico ou intervencionista, foi possível demonstrar que os conceitos de engenharia aplicados a variáveis e informações do estado de saúde ou doença humana pode contribuir a atenção a saúde da pessoa com diabetes. Foi possível observar a passada como um sistema dinâmico de controle, uma vez que a identificação de sistemas e a estimação de parâmetros sempre significarão coisas distintas para pessoas diferentes (Rake 1980).

Com base no objetivo proposto, é importante considerar que representar sistemas e fenômenos observados por meio de modelos matemáticos é um desafio para qualquer um. A partir dos anos 90, diferentes maneiras de formular moldes matemáticos a partir de dados observados diminuíram o número de casos em que se conseguiam esses modelos através das equações que descreviam a física do processo (Aguirre 2007). O modelo matemático para a passada passiva diabética é fundamental para o conhecimento dos parâmetros mecânicos, para a análise dos dados de pressão e para o controle do processo através de uma palmilha personalizada como prevenção para o pé diabético ou modificações de terapias. Esses controladores orgânicos são uma nova maneira para formular modelos matemáticos ao atuar diretamente na dinâmica da passada humana.

A contribuição deste artigo é apresentar um protocolo de análise da passada diabética utilizando: I) dados coletados por meio de um sistema eletrônico da passada de uma paciente diabética usados na identificação de sistemas por meio da System Identification Toolbox do MatLab®; II) obter o modelo matemático com refinamentos baseados no conhecimento prévio dos fenômenos envolvidos; III) apresentar uma análise de controle dinâmica do modelo matemático simples.

Com as contribuições técnicas aplicadas à análise desse sistema biológico com etiologia mecânica, obtêm-se informações que podem ser utilizadas no processo de confecção de um sistema controlador orgânico que atue na prevenção dessas ulcerações especificamente em palmilhas personalizadas para o pé diabético. A metodologia aplicada neste estudo possibilitou uma percepção de aspectos e variáveis importantes para estudo da passada de pessoas com diabetes melito, tais como realizar testes em dias distintos e filtrar os artefatos de movimento do sistema. As condições foram semelhantes, apesar de que outras variáveis (como velocidade com captura por imagem) seriam dados importantes em tal processo. Um fato que se pode afirmar com base em ensaios prévios em que se nota que a instabilidade do sistema é característica do modelo, e não dos dados.

Os resultados iniciais paramétricos fornecem um primeiro passo para descobrir as tendências para as novas perspectivas em torno do pé diabético – disfunção complexa cuja etiologia principal está relacionada ao estresse mecânico. Além de introduzir parâmetros antropométricos e sociais da marcha, na hipótese do paciente realizar

determinada atividade profissional, que exige frequência de passada e pressão plantar diferenciadas sobre os pés (por exemplo, cabelereiro, professor, agentes de trânsito, profissionais de vendas, dentro outros) a interface entre a pressão plantar e a TA podem contribuir para prevenir e acompanhar as alterações nas lesões tegumentares do pé diabético. Sendo essas informações imprescindíveis no processo de confecção de futuras palmilhas inseridas no conceito de Tecnologia Assistiva.

Diante das evidências discutidas, os autores confirmam que a confecção da palmilha como TA para pessoa com diabetes melito necessita de um estudo prévio da passada, considerada também pelos autores como controle orgânico. Além disto, sugere-se que novas pesquisa dentre do eixo temático sejam realizadas, com ênfase no estudo da modelagem da passada passiva diabética, atualmente, uma tarefa ainda desafiadora, e pesquisas anteriores já apresentaram contribuições que se somam às deste estudo.

### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelas bolsas de fomento à produção de ciência e conhecimento.

### **REFRÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- American Diabetes Association, 2016. Standards of medical care in diabetes-2016 abridged for primary care providers. Clin Diabetes, 34(1), pp.3–21.
- Aguirre, L.A., 2007. Introdução à identificação de sistemas -técnicas lineares e não lineares aplicadas a sistemas: teoria e aplicação 4o Edição., Belo Horizonte: Editora UFMG.
- Batista, F., 2010. Uma Abordagem Multidisciplinar Sobre Pé Diabético 1o Edição., Andreoli.
- Bowker, John H; Pfeifer, M.A., 2007. Levin and O’Neal’s: the diabetic foot 7o Edição., Kansas City: Mosby. Disponível em:<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978032304145450034X>>.
- BRASIL, 2012. Resolução Nº 466, Brasil. Disponível em:<<http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>>.
- BRASIL, 2009. Tecnologia Assistiva, Brasília.
- Chadwick, P. et al., 2014. Best practice guidelines: wound management in diabetic foot ulcers, Available at: <http://www.woundsinternational.com/clinical-guidelines/best-practice-guidelines-wound-management-in-diabetic-foot-ulcers>.
- Damir, A., 2011. Clinical assessment of diabetic foot patient. Journal International Medical Sciences Academy, 24(4), pp.199–203.
- El-Hilaly, R., Elshazly, O. & Amer, A., 2013. The role of a total contact insole in diminishing foot pressures following partial first ray amputation in diabetic patients. Foot, 23(1), pp.6–10.

Formosa, C., Gatt, A. & Chockalingam, N., 2013. The importance of clinical biomechanical assessment of foot deformity and joint mobility in people living with type-2 diabetes within a primary care setting. *Primary Care Diabetes*, 7(1), pp.45–50. Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84875246826&partnerID=MN8TOARS>>.

Galvão Filho, T.A., 2009. A tecnologia assistiva: de que se trata? 1o Edição. M. N. MACHADO, G. J. C.; SOBRAL, ed., Porto Alegre: Redes Editora.

Goske, S. et al., 2006. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(13), pp.2363–2370.

Herman, W. H. Pop-Busui, R. Braffett, B. H. Martin, C. L. Cleary, P. A. Albers, J. W. Feldman, E.L., 2012. Use of the Michigan Neuropathy Screening Instrument as a measure of distal symmetrical peripheral neuropathy in Type 1 diabetes: results from the Diabetes Control and Complications Trial/Epidemiology of Diabetes Interventions and Complications. , 76(October 2009), pp.211–220.

Kwon, O. Y. Tuttle, L. J. Johnson, J. E. Mueller, M.J., 2009. Muscle imbalance and reduced ankle joint motion in people with hammer toe deformity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(8), pp.670–675.

Malindu, F. et al., 2013. Clinical biomechanics biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy : a systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle , muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *JCLB*, 28(8), pp.831–845. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.004>.

Martin, R.L., Hutt, D.M. & Wukich, D.K., 2009. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) in Diabetes Mellitus. *Foot & ankle international*, 30(4), pp.297–302.

Mendes, J.J. & Neves, J., 2012. Diabetic foot infections: current diagnosis and treatment. *The Journal of Diabetic Foot Complications*, 4(2), pp.26–45.

Morbach, S. Mülle, E. Reike, H. Risse, A. Rümenapf, G.S.M., 2014. Diabetic foot syndrome. In *German Diabetes Association: Clinical Practice Guidelines*. pp. 416–424.

Mueller, M.J. et al., 2006. Efficacy and mechanism of orthotic devices to unload metatarsal heads in people with diabetes and a history of plantar ulcers. *Physical therapy*, 86(6), pp.833–842.

Pires, A.C. & Chacra, A.R., 2008. A evolução da insulinoterapia no diabetes melito tipo 1. *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia*, 52(2), pp.268–278. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S000427302008000200014&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S000427302008000200014&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)>.

Rake, H., 1980. Step response and frequency response methods. *Automatica*, 16(5), pp.519–526.

Rao, S., Saltzman, C.L. & Yack, H.J., 2010. Relationships between segmental foot mobility and plantar loading in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Gait and Posture*, 31(2), pp.251–255.

Raspovic, A., 2013. Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy, with and without a history of ulceration. *Gait and Posture*, 38(4), pp.723–728.

Sociedade Brasileira de Diabetes, 2015. Diretrizes Sociedade Brasileira de Diabetes. AC Farmacêutica LTDA, p.348. Disponível

em:<[http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diabetes\\_mellitus.PDF%5Chttp://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0021-75572002000300004&lng=en&nrm=iso&tlng=pt](http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diabetes_mellitus.PDF%5Chttp://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0021-75572002000300004&lng=en&nrm=iso&tlng=pt)>.

Volmer-Thole, M. & Lobmann, R., 2016. Neuropathy and diabetic foot syndrome. International Journal of Molecular Sciences, 17(6), pp.1–11.

## **SOBRE A AUTORA PRINCIPAL:**

Possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2001), Mestrado em Engenharia Eletrônica - Mecatrônica - Instituto Tecnológico de Aeronáutica (2005). Doutorado em Engenharia Eletrônica - Biomédica pela Universidade de Brasília (2008). Pós-doutorado (2013) no Media Lab no Massachusetts Institute of Technology (MIT). Tem experiência na área de Engenharia Biomédica, atuando principalmente em Modelagem de Sistemas Fisiológicos via Bond Graph, Construção e Licenciamento de Dispositivos Médicos, Biomaterial Látex aplicado a Neoformação Tecidual, Feridas, Câncer Hepático e Ensaio Clínico. Pesquisadora e Fundadora do Laboratório de Engenharia e Inovação - LEI e do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab - LEI) da Faculdade Gama Universidade de Brasília UnB - FGA. Também tem servido como consultora Ad-Hoc - CAPES, CNPq, SENAI INOVA, Ministério da Saúde, FAP-DF e de Revistas: The International Journal of Library and Information Science (IJLIS) (ISSN 2141 - 2537), Research on Biomedical Engineering (ISSN 2446-4740 / 2446-4732). Professora Associado do Curso Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília (UnB) e do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da UnB. Membro do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - FS. Membro da Sociedade Brasileira de Profissionais em Pesquisa Clínica. Membro da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica - SBEB. Members - ABCM Committee of Nonlinear and Chaotic Phenomena.