

Electronic Instrumentation in Lofstrand: Dynamic Force and Attitude Monitoring

J. Souza, J. Oliveira, D. Costa, A. Alves, D. Oliveira, and S. Rosa

Abstract—This work provides quantitative data related to the use of Lofstrand crutches, these data are the strength applied on the armrest to the contact surface, the angle of the crutch relative to its axis of origin. Modular sensors of magnetometer, gyroscope and accelerometer were used. The results presented are: the dynamic force variation in the order of 0 kgf to 50 kgf was measured by the Force Sensing Resistor (FSR) sensor indicating the convergence of the data with the theoretical reference. Another innovative contribution of this work is the geoprocessing during the walk of the user. Finally, the purpose of the system is to explore the use of the Canadian crutch for the walking response and consequent storage of the users data, providing a mapping for user walk.

Index Terms—Lofstrand, Assistive Technology, Instrument Electronic, Microcontroller, IMU.

I. INTRODUÇÃO

DE acordo com o Ministério da Saúde a expectativa é que cerca de 43,5% da população brasileira venha a fazer uso de algum tipo de tecnologia assistiva [1], [2]. No ano de 2015, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 6,2% da população brasileira possuía algum tipo de deficiência, e dentre estes, 6,6% usaram recursos para locomoção, como bengalas, cadeiras de rodas e muletas.

Como auxílio locomotor amplamente utilizado, a muleta teve seu advento há aproximadamente 5000 anos [3]. Sua finalidade é a facilitação do deambular de usuários com o uso dos membros superiores, proporcionando apoio corporal, impulso para uma marcha funcional e contenção do peso aplicado ao membro debilitado. Ainda assim, o processo evolutivo tecnológico é lento e ultrapassado frente a outras tecnologias assistivas [4], [5].

O design das muletas tem relação com a neuropatia de compressão que atinge principalmente o nervo mediano e nervo ulnar causando dor, formigamento e perda de força. Já no plexo braquial observa-se além da diminuição da força, a diminuição da amplitude de movimento do ombro que serve de apoio para a muleta usada na deambulação [6].

A muleta canadense ou *Lofstrand*, descrita por ter um apoio no antebraço em geral ajustável, contém um manguito para

fixação que facilita a execução de atividades pelo usuário. De acordo com [7] a muleta canadense tem por vantagem seu *design* anatômico, que facilita o deambular em áreas inclinadas.

O processo de avaliação do deambular com uso da muleta classifica o padrão de marcha do paciente para que esse seja o mais adequado ao seu tipo de limitação. A marcha pode ser classificada como marcha de dois pontos, marcha de três pontos, marcha de quatro pontos, marcha por balanço simples e marcha por balanço duplo [3]. O processo utilizado nessa avaliação leva em consideração a carga aplicada pelo usuário sobre a muleta. Uma vez que a aferição dessa carga não é precisa a definição do padrão de marcha é afetada [8].

O uso de muletas devolve o equilíbrio ao usuário durante a marcha proporcionando um melhor descarregamento das forças exercidas pelo debilitado [9]. As forças aplicadas à muleta durante a marcha compõem um conjunto de informações necessárias para caracterizar o deambular ideal do paciente e conseqüentemente o padrão de marcha. A análise das grandezas físicas inerentes ao processo de deambulação com uso de muletas é facilitado pela instrumentação eletrônica, utilizando sensores eletrônicos para tal finalidade.

A instrumentação eletrônica proporciona a quantização de outros parâmetros, como a medição de ângulos e a velocidade da marcha. Segundo [10] o monitoramento eletrônico proporciona facilidade para ler e compreender os dados obtidos, e os sinais aferidos podem ser processados de forma analógica ou digital. As taxas de medições são variáveis e adaptáveis ao dispositivo a ser instrumentado, e finalizado com o armazenamento destes dados no perfil do paciente.

No cenário mundial, é possível encontrar pesquisas aplicadas fazendo uso de células de carga e de sensores de unidades inerciais. O desenvolvimento e a aplicação de um módulo de *biofeedback* para uma muleta *Lofstrand* foi descrito por [11]. Os autores [12] desenvolveram um sistema que mede o ângulo e a velocidade angular de uma muleta e [13] desenvolveu um sistema de muleta instrumentada capaz de medir a massa aplicada pelo paciente em suas extremidades inferiores e fornecer *feedback* vibratório em resposta a massa medida. O trabalho exposto tem por melhoria a inserção do sensor FSR em substituição a célula de carga que modificava o centro de massa da muleta, e a implementação do sensor BNO055 fornecendo os dados de marcha.

Mediante o exposto, tem-se uma lacuna a ser preenchida no contexto brasileiro referente ao desenvolvimento e à produção nacional desse tipo de tecnologia assistiva, amplamente utilizado no processo de reabilitação. A inquietação pessoal oriunda da conjuntura exposta contribuiu para a elaboração e o amadurecimento do tema desenvolvido neste estudo, sendo

J. P. B. Souza, Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, jackson.paz@gmail.com.

J. H. Oliveira, Companhia de Saneamento Ambiental do Distrito Federal, Brasil, jhenrique.unb@gmail.com.

D. O. Costa, Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, eng.costadiogo@gmail.com.

A. K. O. Alves, Faculdade UnB Gama (FGA), Universidade de Brasília, Gama, Distrito Federal, Brasil, angelica.kathariny@hotmail.com.

D. S. Oliveira, Instituto Federal de Goiás, Valparaíso, Goiás, Brasil, danilosantos@unb.br.

S. S. R. F. Rosa, Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Distrito Federal, Brasil, suelia@unb.br.

possível verificar a carência de dispositivos instrumentados adequados de forma individual as necessidades particulares de cada paciente, em principal, as formas de reabilitação e/ou suplementação no deambular de pacientes.

A proposta deste estudo é realizar a instrumentação eletrônica de uma muleta canadense com o uso sensores de medida inercial, *Inertial Measurement Unit* (IMU), composto de giroscópio para medição de ângulos, acelerômetro para definição da velocidade de deambulação, magnetômetro para orientação espacial e ainda um sensor *Force Sensor Resistor* (FSR) para medir a força aplicada sobre a muleta canadense. Como base hipotética as muletas instrumentadas eletronicamente fornecem o mapeamento da marcha dos seus usuários, podendo assim, monitorar e verificar estatisticamente o deambular de pacientes debilitados e ainda auxiliar os profissionais da área de saúde.

Para tanto, foram alçados os seguintes objetivos específicos: Projeto e manufatura dos acessórios e dispositivos para facilitar a implementação da instrumentação eletrônica da muleta canadense; Projeto e manufatura do circuito eletrônico; Configuração e calibração o sensor FSR para auxiliar à obtenção da força aplicada sobre a muleta; Configuração e calibração sensor de atitude para auxiliar na obtenção de ângulos (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro); Foi coletado e armazenado os dados da instrumentação e foi feito testes preliminares para coletar dados dos sensores.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Processos de Fabricação

O teste dinâmico de compressão foi realizado no Laboratório de Materiais da FGA, na Universidade de Brasília (UnB). Utilizou-se a máquina de ensaio de compressão *INSTRON 8801*.

Adaptado ao corpo da muleta, foi constituído um dispositivo mecânico formado por embolo e câmara, funcionando como um conjunto pistão, Fig. 1. Este dispositivo mecânico é responsável pela adequação do sensor FSR ao corpo da muleta.



Fig. 1. Sistema mecânico atuador composto de embolo e câmara desenvolvido para acoplar o sensor FSR ao corpo da muleta, conforme [14].

O sistema mecânico permite a inserção de disco composto de material viscoelástico, permitindo amortecimento à muleta. Este sistema de amortecimento distribui a pressão por toda a superfície do sensor de pressão.

B. Projeto de Circuito Eletrônico

O sistema de instrumentação eletrônica da muleta tem por finalidade a obtenção dos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw* e ainda a respectiva força aplicada. Os dados coletados são armazenados em um SD card por meio da plataforma de prototipagem arduino Nano.

A botão de acionamento *ON/OFF* permite ao usuário ligar a instrumentação eletrônica da muleta e iniciar a coleta de dados da marcha; para encerrar a coleta, o usuário deve acionar o botão novamente. O fluxograma de funcionamento da instrumentação eletrônica pode ser visto na Fig. 2.

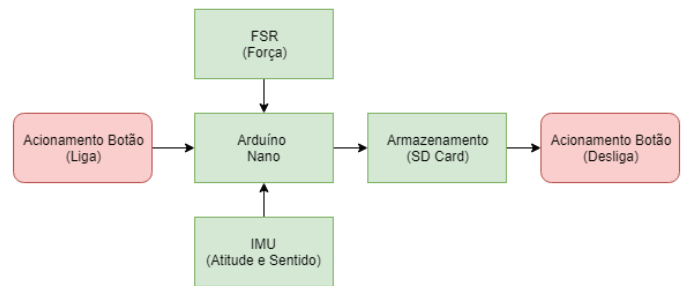


Fig. 2. Fluxograma do Sistema Eletrônico.

Foi projetado um circuito eletrônico para acomodação e comunicação dos sensores com o uso do microcontrolador ATmega328 e posterior armazenamento dos dados, em arquivo de texto, em cartão de memória SD.

C. Calibração do FSR

O sensor FSR, modelo A 401 fabricado pela empresa americana Tekscan, possui capacidade de medição máxima em 31,138 kN e resistência interna aproximada de 10 M Ω .

De acordo com [15], após estudos com pacientes em uso de muletas, o peso corporal máximo exercido sobre uma muleta varia de 15% a 50%. Denotando aplicabilidade para o sensor FSR escolhido.

Para condicionamento do sinal advindo do FSR foi desenvolvido o circuito da Fig. 3, composto por um divisor de tensão com resistor de 1 k Ω que viabiliza a diferença de tensão na entrada do Microcontrolador.

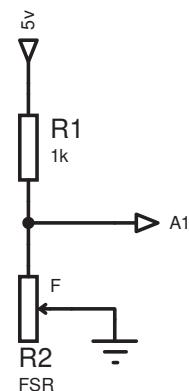


Fig. 3. Circuito de condicionamento de sinal do FSR. Responsável por limitar o sinal recebido do sensor em um nível de sinal entre 0 V a 5 V.

Com a variação da resistência do FSR a corrente tende a percorrer o caminho de menor resistência, proporcionando variação da tensão entre 0 V e 5 V.

Para calibrar o FSR é necessário submeter o sensor a diferentes valores de massa e por conseguinte medir a tensão de saída, obtendo a curva de calibração.

O dispositivo mecânico com o FSR embutido no dispositivo mecânico foi levado à máquina de compressão INSTRON 8801. Realizou-se o ensaio do espaço amostral de um minuto para cada faixa de variação de 0 a 1000 N com intervalos de 100 N. Em cada faixa foi calculada a média para os valores da tensão de saída. Os dados coletados foram convertidos de analógico para digital (ADC), com o ATmega328, com resolução de 10 *bits*, correspondente à leituras entre 0 a 1023, conforme apresentado na tabela I.

TABELA I
DADOS CORRELACIONANDO AMOSTRA POR FORÇA

Leitura ADC (0 - 1023)	Força (N)
965	105
920	206
881	296
843	400
810	500
781	600
754	701
728	800
707	900
690	1000

A partir dos dados obtidos no ensaio de compressão foi obtida a curva de calibração apresentada na Fig. 4, onde é possível perceber uma curva polinomial de 2º grau, descrita em (1), para aproximação da curva real do sensor.

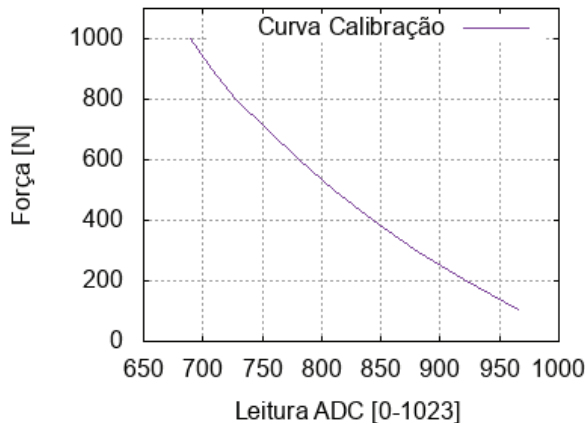


Fig. 4. Curva de calibração do Sensor FSR.

$$y = 0,0049x^2 - 11,209x + 6375,1 \quad (1)$$

D. Calibração do Sensor IMU

O sensor BNO055 foi aplicado com o objetivo de adquirir dados da atitude da muleta no espaço durante o demabular do usuário. É composto por acelerômetro triaxial, giroscópio

triaxial e magnetômetro. Os dados de saída são apresentados em *quaternions*, ângulos de Euler e fusão sensorial. Com dimensões pequenas, o BNO055 possui protocolo de comunicação *Inter-Integrated Circuit (I2C)* e *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (UART)*.

Este sensor trabalha em conjunto com ATmega328, conforme a Fig. 5. A comunicação é feita pelo barramento I2C, implementado por meio da biblioteca *wire.h* disponível na IDE (*integrated development environment*) do arduino. Os pinos SCL e SDA do BNO055 são para comunicação e trabalham com a lógica de 3 V a 5 V; o pino AD0 é ligado ao aterramento para que se mantenha o endereço de barramento 0x28.

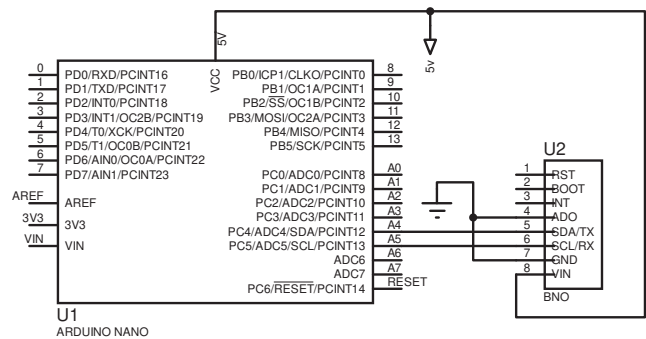


Fig. 5. Ligação ATmega328 com o sensor BNO055, responsável por determinar a atitude da muleta durante o deambular.

De acordo com o manual técnico oferecido pela Bosch, fabricante do sensor BNO055, o dispositivo possui um algoritmo interno para autocalibração. Para garantir a autocalibração é necessário realizar o seguinte procedimento:

Calibração do acelerômetro:

- Em uma superfície plana, colocar o sensor em seis diferentes posições estáveis por 5 s;
- Entre as seis posições de calibração, garanta que ao menos uma vez o sensor esteja perpendicular ao eixo X, Y e Z.

Calibração do Giroscópio:

- Com o sensor posicionado, de maneira estável e fixo, em uma única posição, aguardar 5 s para efetuar a calibração. Este procedimento é realizado uma vez, durante a inicialização.

Calibração do Magnetômetro:

- Seguindo a calibração para *hard iron*, de posse do sensor, executar no ar movimento em forma de "8" por cinco vezes seguidas.

E. Protocolo de Armazenamento de Dados

A comunicação *Master IN Slave OUT (MISO)* e *Master OUT Slave IN (MOSI)* por base serial consiste em um periférico com papel mestre e os demais como escravos. No dispositivo, a comunicação é feita via SPI com uso de MISO e MOSI. Os dados são armazenados em um arquivo de texto, com a extensão *.TXT*, no cartão de memória, sua comunicação é via SPI, com o uso de MISO e MOSI. Os dados são armazenados no cartão de memória.

A lógica aplicada ao sistema da muleta instrumentada consiste no acionamento do botão acoplado ao punho da muleta;

com este botão acionado, o sistema inicia de imediato a coleta de dado. Quando o botão acionado em um segundo momento a coleta é interrompida e os dados são armazenados.

III. RESULTADOS E ANÁLISES

A. Circuito Eletrônico e Placa de Circuito Impresso (PCI)

Depreende-se da Fig. 6 a disposição dos componentes na muleta canadense. Na placa de circuito impresso está instalado os sensores FSR e IMU, o módulo do cartão de memória, o microcontrolador e com a fonte de alimentação em corrente contínua de 9 V.



Fig. 6. Placa de Circuito Impresso com os componentes em seu local de fixação na parte superior da muleta, próximo ao punho.

Escolheu-se fixar a instrumentação eletrônica da muleta canadense na parte posterior ao manguito de apoio, pois se fosse instalado na parte proximal de apoio do chão poderia aumentar o momento de inércia associado, mesmo que em baixo módulo. O *layout* escolhido visa que o usuário não mantenha contato direto com o circuito desenvolvido.

B. Validação Experimental dos Dados de Força

Com o FSR calibrado, foi executado sobre o sensor um teste de compressão para aferição da curva característica afim de comparação com os dados da máquina de compressão. O teste de compressão foi realizado sem implementação de pré carga no controlador *Proportional-Integral-Derivative* (PID) do equipamento utilizado. Objetivando uma resposta representativa, escolheu-se uma rampa de aceleração de 16 N/s no intervalo de força de 0 N a 1000 N.

O sensor FSR forneceu 1170 dados amostrais e a máquina de compressão forneceu 5812 dados amostrais no teste dinâmico de compressão, apresentados na Fig. 7. Para comparar os dados é necessário que os eixos sejam representativos, por esse motivo escolheu-se normalizar a escala entre os testes, mantendo integro todos os dados. Em (2), N_n representa a contração do eixo da abscissa apenas nos dados obtidos do ensaio de compressão.

$$\begin{aligned} N_n &= \frac{N_{Instron}}{N_{FSR}} \\ N_n &= \frac{5812}{1170} \\ N_n &= 4,96 \end{aligned} \quad (2)$$

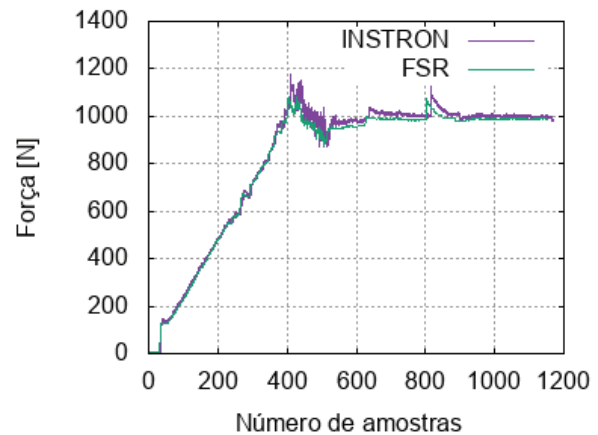


Fig. 7. Curvas características dos dados obtidos pela leitura do sensor FSR e do ensaio de compressão.

É possível notar que as curvas são bem próximas mas com um *delay* do FSR em relação a INSTRON 8801. Ainda assim os resultados estão dentro dos limites de respostas aceitáveis demonstrando convergência da metodologia adotada. Acredita-se que as diferenças apresentadas são referentes ao erro instrumental associado ao experimento na ordem de 2%.

C. Monitoramento Dinâmico de Força

Por meio de análise das forças inerentes ao processo de deambulação com o uso de muleta canadense é possível estimar a força de reação propagada ao longo do sistema usuário-solo-muleta, que teria reação no punho do usuário (punho de pega).

O sistema de instrumentação eletrônica para monitoramento desta força objetiva o conhecimento quantitativo do módulo das forças de reação próxima a região de apoio do usuário.

A Fig. 8 infere a descrição do ciclo de marcha referente a seis fases de balanço em que um usuário sem debilidade de locomoção faz uso da muleta, com trajetória aproximadamente linear e uniforme. A força, representada com seu respectivo desvio padrão amostral, apresenta picos que representam o contato da muleta com o solo e vales que denotam o momento de balanço.

Para um usuário de 80 kg e estatura aproximada de 1,87 m, os picos de força são de aproximadamente 40 kgf, valores vão de encontro com análises de [15] pois estão dentro da faixa de 15% a 50% do peso corporeo deste usuário.

D. Monitoramento Dinâmico de Atitude

A orientação espacial da muleta é baseada no plano tridimensional X, Y e Z com seus correspondente nos ângulos de Euler, *Roll*, *Pitch* e *Yaw*, conforme a Fig. 9. Esta orientação é empregada ao sensor BNO055, responsável pela atitude do usuário da muleta.

Com o sensor BNO055 instalado na parte posterior do manguito e acoplado a PCI, para verificação inicial dos testes dinâmicos de atitude foi analisado a resposta em tempo real via comunicação serial/computador.

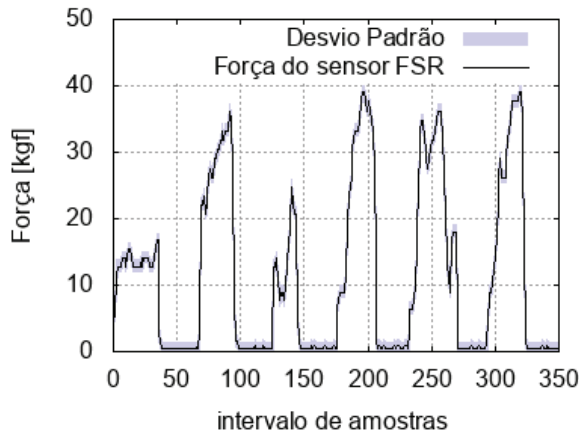


Fig. 8. Monitoramento dinâmico de força. Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados.

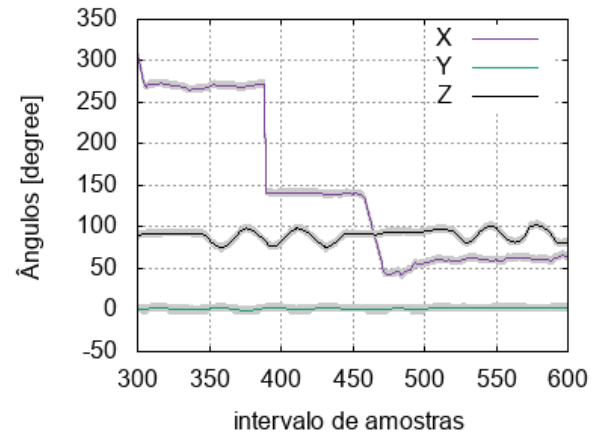


Fig. 10. Monitoramento dinâmico de atitude. Resposta da muleta canadense instrumentada para um intervalo de aquisição de dados, considerando os eixos X, Y e Z em coordenadas retangulares.

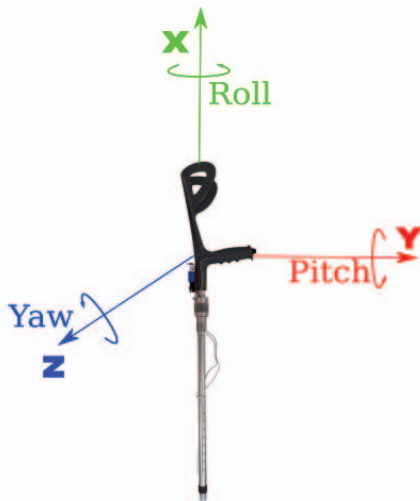


Fig. 9. Referência dos eixos cartesianos para os ângulos de Euler.

A Fig. 10 faz referência ao deambular do usuário sem debilidades físicas de locomoção. O percurso escolhido para ser realizado se assemelha a uma figura geométrica retangular.

No eixo X é delineado o deambular com relação ao ângulo *roll*, resultado da mudança de orientação espacial em aproximados 90° com relação ao valor de origem do eixo de 360° .

O eixo Y demonstra que o valor de origem em 0° sofreu pequenas variações de módulo, indicando que a muleta localiza-se sempre próxima ao membro inferior do usuário.

O eixo Z tem sua origem em 90° e a FIG. 10 evidencia uma variação angular em módulo sobre este eixo, correlacionando a marcha do usuário com as fases de balanço.

IV. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho utilizou um modelo conceitual que possibilitou a compreensão das variáveis envolvidas nos processos de desenvolvimento e na avaliação experimental da instrumentação eletrônica para muleta canadense apresentada neste trabalho.

Com base nos resultados obtidos é possível pontuar quatro pontos deste estudo:

- 1) O desenvolvimento mecânico do projeto em conjunto com o sistema eletrônico para instrumentação proporcionaram uma integração ideal entre mecânica - incluído o corpo da muleta com o sistema de pistão - e eletrônica, possibilitando a obtenção de dados referente a marcha do usuário;
- 2) Os sensores IMU e FSR utilizados para obtenção da força aplicada possuem amplo conteúdo técnico com fácil acesso, facilitando a implementação ao corpo do projeto e proporcionando dados estatísticos de interesse para a área de saúde e engenharia;
- 3) A eletrônica tem por base a busca por miniaturização e discretização dos componentes eletrônicos, a instrumentalização discreta acoplada ao manguito vem de encontro a essa vertente da eletrônica, proporcionando mesmo efeito estético e dinâmico com relação a uma muleta não instrumentada;
- 4) A diversidade física humana gera possibilidades adaptativas inerente as tecnologias assistiva. A muleta instrumentada pode ser usada pelos mais diversos usuários pois possui autocalibração do sensor IMU, que proporciona facilidade para o uso inicial e ínfima modificação estrutural para incorporação dos sensores.

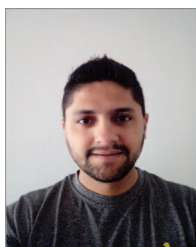
Por fim, apontam-se três questões que não foram contempladas neste trabalho de conclusão de curso e que são de interesse para trabalhos futuros:

- Teste do uso da muleta instrumentada, com efetiva análise e processamento dos dados estatísticos fornecidos pelos sensores IMU e FSR, que podem auxiliar na tomada de decisões técnicas de profissionais da área da saúde;
- Por ser uma primeira versão, melhoramentos no conjunto camisa-pistão para melhor fixação do sensor FSR, incluindo possíveis simulações em *software* para aprimoramento do sistema de monitoramento;
- Ampliando a aplicação da instrumentação eletrônica em muletas, em específico do tipo canadense, possibilitará

efeito comparativo de dados estáticos e ampliação do quadro de atendimento aos usuários, abarcando com maior efetividade as áreas de saúde.

REFERÊNCIAS

- [1] Brasil, *Tecnologia Assistiva*. Brasília: Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas, 2009.
- [2] D. S. Oliveira and S. S. R. F. Rosa, "Development and experimental evaluation of a national prosthetic foot," *IEEE Latin America Transactions*, vol. 16, no. 3, pp. 741–747, 2018.
- [3] E. Rogers, M. J. Leineweber, and J. Andrysek, "Analysis of terrain effects on the interfacial force distribution at the hand and forearm during crutch gait," *Assistive Technology*, vol. 28, no. 4, pp. 202–208, 2016.
- [4] J. M. D. Greve, *Tratado de medicina de reabilitação*. Editora Roca, 2007.
- [5] S. Li, C. W. Armstrong, and D. Cipriani, "Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing," *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, no. 1, pp. 86–92, 2001.
- [6] M. K. MacGillivray, R. H. Manocha, and B. Sawatzky, "The influence of a polymer damper on swing-through crutch gait biomechanics," *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, no. 3, pp. 275 – 279, 2016. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453316000072>
- [7] D. Krause, M. Wünnemann, A. Erlmann, T. Hölzchen, M. Mull, N. Olivier, and T. Jöllenbeck, "Biodynamic feedback training to assure learning partial load bearing on forearm crutches," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 88, no. 7, pp. 901–906, 2007.
- [8] J. W. Youdas, B. J. Kotajarvi, D. J. Padgett, and K. R. Kaufman, "Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, no. 3, pp. 394–398, 2005.
- [9] F. I. d. L. Leite, "Desenvolvimento de uma muleta instrumentalizada para fins de acompanhamento clínico," Ph.D. dissertation, Universidade de São Paulo.
- [10] P. Daponte, J. De Marco, L. De Vito, B. Pavic, and S. Zolli, "Electronic measurements in rehabilitation," in *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop on*. IEEE, 2011, pp. 274–279.
- [11] R. Varoto, A. Midori Rodrigues Sato, C. Lins, and A. Cliquet Jr, "Can simple electronic instrumentation associated with basic training help users of assistive devices?" in *Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies - Volume 1*. SCITEPRESS-Science and Technology Publications, Lda, 2014, pp. 259–264.
- [12] N. Tsuda, A. Hayashi, M. Tounai, and S. Akutagawa, "Visualization system of crutch walking based on internal sensors," in *2010 IEEEASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. IEEE, 2010, pp. 19–24.
- [13] Y. F. Chen, D. Napoli, S. K. Agrawal, and D. Zanotto, "Smart crutches: Towards instrumented crutches for rehabilitation and exoskeletons-assisted walking," in *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob)*. IEEE, 2018, pp. 193–198.
- [14] J. H. d. Oliveira, "Proposta de amortecimento adaptável para muleta canadense," 2017.
- [15] E. Melis, R. Torres-Moreno, H. Barbeau, and E. Lemaire, "Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury," *Spinal Cord*, vol. 37, no. 6, p. 430, 1999.



Jackson Paz Bizerra de Souza. Possui graduação em Engenharia Eletrônica (2018) pela Universidade de Brasília e curso Técnico de Manutenção de Máquinas e Equipamentos (2005) pelo Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial – SENAI. Atualmente é Técnico de Laboratório da Universidade de Brasília. Tem experiência na área de Engenharia Eletrônica e Engenharia Mecânica, com ênfase em Processos de Fabricação. <http://lattes.cnpq.br/0142642900712116>.



José Henrique de Oliveira. Mestre em Engenharia Biomédica pela Universidade de Brasília (2017), graduado em Sistemas de Informação - Faculdades Integradas da União Educacional do Planalto Central (2012) e Técnico em Manutenção Industrial pelo SENAI - Departamento Regional do Distrito Federal (2005). Atualmente é Técnico em Sistema de Saneamento área Mecânica da Companhia de Saneamento Ambiental do Distrito Federal. Tem experiência na área de Manutenção Industrial, Eletromecânica, Fabricação Mecânica, Automação Industrial, Educação, com ênfase em Ensino-Aprendizagem. <http://lattes.cnpq.br/1125197078049552>.



Diogo de Oliveira Costa. Possui mestrado em Engenharia Eletrônica pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica - ITA (2018), graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília - UnB (2015). Tem experiência em projeto na área de Engenharia Biomédica, atuando principalmente nos seguintes temas: biomaterial, dinâmica simbólica, cateter, câncer esofágico e câncer. Tem experiência em projeto com uso de RPA, atuando em projetos de piloto automático. <http://lattes.cnpq.br/1125197078049552>.



/8284922932902381.

Angélica Kathariny de Oliveira Alves. Possui formação técnica em Telecomunicações pela Escola Técnica de Brasília. Graduanda em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Brasília. Participou de projeto de pesquisa na área de biolubrificantes. Tem experiência na área de Engenharia Biomédica, atuando na pesquisa de dispositivos médicos e biomaterial látex aplicado a neoformação tecidual e feridas. Pesquisadora do Laboratório de Engenharia e Inovação - LEI e do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab - LEI). <http://lattes.cnpq.br>



Danilo dos Santos Oliveira. Possui graduação em Engenharia de Energia pela Universidade de Brasília (2014) e mestrado em Engenharia Biomédica pela Universidade de Brasília (2016). Possui experiência e atuação nas seguintes áreas e temas: Modelagem de Sistemas Fisiológicos via Bond Graph; Confecção de próteses e órteses de membros inferiores; Manutenção Industrial (preventiva, preditiva e TPM); Processos de Fabricação; Alinhamento e nivelamento de máquina; Balanceamento estático; Sistemas eletro-pneumáticos e eletro-hidráulicos; Mecânica dos Fluidos; Turbinas Hidráulicas; Geração de energia (solar, eólica e hidráulica) e Economia/Otimização de sistemas elétricos. <http://lattes.cnpq.br/7942404466904692>.

**Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa.**

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 - UnB. Membro do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - FS. Membro da Sociedade Brasileira de Profissionais em Pesquisa Clínica. Membro Titular da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica - SBEB. Membro - ABCM Committee of Nonlinear and Chaotic Phenomena. Coordenadora do Programa de Pós-Graduação de Engenharia Biomédica (PPGEB), Faculdade Gama, UnB - (2017-2019). <http://lattes.cnpq.br/1154673226500318>.