

METODOLOGIA PARA OBTENÇÃO DE COMANDOS DE NAVEGAÇÃO DE UM ANDADOR ROBÓTICO ATRAVÉS DE SENSORES DE FORÇA E LASER

CAMILO RODRÍGUEZ*, CARLOS A. CIFUENTES*, PAMELA CATRINQUE*, ANSELMO FRIZERA NETO*,
TEODIANO BASTOS*

*Laboratório de Automação Inteligente, Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo
Vitória, ES, Brasil

Emails: camiloard@gmail.com, cacifuentes@gmail.com, pamelacatrinque@gmail.com,
anselmo@ele.ufes.br, teodiano@ele.ufes.br

Abstract— This paper presents a method to obtain navigation commands of a smart walker based on two sensors, such as: 3D force sensors to get the motion intentions from the arms, and a laser range finder to detect the user legs position. The work is divided into two stages as follows: (1) implementation of hardware and sensors on the proposed prototype; (2) Processing of the sensor signals based on adaptive algorithms, in order to get user movement intentions. In experimental test, the result was a true cadence estimation after 4 seconds. In this way, the cancelation of the cadence related force components are obtained after 8 seconds. This strategies will be used in assistive gait for therapies and rehabilitations process.

Keywords— Smart Walker, Force Sensor, Laser Range Finder, FLC, WFLC.

Resumo— Este trabalho apresenta um método para obter comandos da navegação de um andador robótico baseado em dois sensores de força tri-axiais para extrair a intenção de movimento dos braços, e um sensor de varredura laser para detetar a distância às pernas do usuário. Este trabalho está dividido em duas etapas: (1) implementação do hardware e sensores no protótipo proposto; (2) processamento dos sinais dos sensores baseado em algoritmos adaptativos, para inferir a intenção de movimento do usuário. Nos testes experimentais, o resultado foi a estimação da cadência após 4 segundos. Com isto, o cancelamento das componentes da cadência presentes na força é obtido após 8 segundos. Estas estratégias serão usadas em marcha assistiva para terapias e processos de reabilitação.

Palavras-chave— Andador Inteligente, Sensor de Força, Sensor Varredura Laser, FLC, WFLC.

1 Introdução

Durante vários anos, diversos grupos de pesquisa têm abordado as necessidades de pessoas com limitações de mobilidade, através do uso de tecnologias assistivas (Martins et al., 2011). Atualmente, um dos focos de pesquisa são os andadores, uma vez que estes dispositivos servem como apoio durante a bipedestação e fazem uso das capacidades residuais de locomoção do indivíduo.

Desta forma, observa-se o uso de sistemas avançados de medição e controle em andadores, dando origem aos andadores robóticos, também conhecidos na literatura como *Smart Walkers*.

Os *Smart Walkers* possuem arquitetura similar aos andadores convencionais, oferecendo benefícios relacionados com os sistemas robóticos tais, como locomoção assistida, instrumentação eletrônica e algoritmos de controle baseados na detecção dos movimentos e intenções do usuário. Assim, objetiva-se fornecer um melhor suporte à locomoção, especialmente considerando a segurança ao caminhar e um melhor suporte ativo do peso corporal.

Neste contexto, a obtenção de parâmetros próprios do usuário e o desenvolvimento de interfaces avançadas tornam-se foco de interesse de diversos projetos de pesquisa. Objetiva-se inferir, utilizando diferentes sistemas sensoriais e técnicas de processamento, a intenção de movimento do

usuário, proporcionando ao mesmo uma interação natural e segura (Martins et al., 2011).

Alguns dos andadores robóticos mais relevantes na literatura utilizam técnicas de medição de forças como canal de comunicação para obter a informação de interação do usuário com o andador. O CAIROW (*Context-aware Assisted Interactive Robotic Walker*) foi projetado para pacientes que sofrem da doença de Parkinson e é equipado com sensores de força nos apoios das mãos para que o usuário possa orientar o dispositivo (Cortés et al., 2008). Além disso, possui um sensor laser instalado na parte frontal que realiza o mapeamento do ambiente, ajudando o algoritmo de navegação. Um laser na parte traseira é usado para medir a evolução dos membros inferiores do usuário.

O *Smart Walker WalkingHelper II* apresenta um sistema de locomoção omnidirecional. De forma similar ao apresentado anteriormente, um sensor laser, na parte dianteira, monitora o ambiente e ajuda o algoritmo de navegação, e outro sensor, instalado na parte traseira, detecta as pernas do usuário. Dois computadores e um sensor de força e torque de três eixos são empregados, a fim de extrair a intenção de movimento do usuário (Chuy Jr et al., 2005).

O SIMBIOSIS fornece uma plataforma biomecânica multissensorial para a cooperação homem-máquina. Um dos subsistemas sensoriais capta

as forças de interação utilizando um conjunto de sensores de força instalados na plataforma de suporte de antebraços (Neto et al., 2010). Além de comandos relacionados com a navegação do dispositivo, os sensores de força são também utilizados para a obtenção de parâmetros relacionados com a marcha do usuário.

O *UFES Smart Walker*, desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo, dá continuidade ao Projeto SIMBIOSIS. O principal objetivo deste novo dispositivo é buscar um maior apoio à marcha do usuário mediante a extração de forças de interação dos membros superiores do usuário. O andador está equipado com dois sensores de força posicionados sob os apoios de antebraços do usuário, e um sensor de varredura laser localizado na parte inferior do andador. Os sinais provenientes desses sensores são processados por um sistema de processamento e controle (Figura 1).

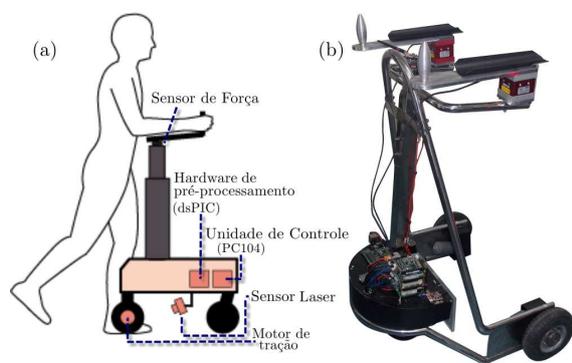


Figura 1: (a) Esquemático; (b) foto do *UFES Smart Walker*.

Os sinais dos sensores de força apresentam informações que não são de utilidade para inferir intenção de movimento do usuário, tais como: ruído inerente nos sensores e ruído gerado pela oscilação da estrutura mecânica durante a marcha, devido a imperfeições no solo ou imperfeições nas rodas. o objetivo deste trabalho é propor uma estratégia de filtragem das oscilações da cadência presentes nas forças de interação dos membros superiores do usuário com o andador, fazendo uso de filtros adaptativos.

A estrutura do trabalho é a seguinte: na segunda seção apresenta-se a plataforma de aquisição e controle e a proposta de filtragem baseada em algoritmos adaptativos. Na terceira seção são apresentados os resultados obtidos dos experimentos realizados com o andador, fazendo uso de filtragem adaptativa. Finalmente, na quarta seção apresentam-se as conclusões e trabalhos futuros com o *UFES Smart Walker*.

2 Metodologia

A metodologia proposta neste trabalho é dividida em duas partes: inicialmente a plataforma

Tabela 1: Características do sistema de força.

Sensor de Força	Amplificador
Saída nominal (FX,FY) de 1.5mV/V	Saída de tensão: +-5V, +-10V ou 0-5-10V
Capacidade (FX, FY) de 113.4 Kg	Saída de corrente selecionável de 0-25 mA
Saída nominal (FZ) de 0.75mV/V	Alimentação: 14-26V
Capacidade (FZ) de 226.8Kg	Tensão da ponte selecionável entre 5 a 10V

de aquisição e controle é apresentada (Figura 2). Em seguida, é apresentada a técnica para a extração dos comandos de navegação a partir dos sinais obtidos dos sensores de força. Para isso, utilizam-se os algoritmos adaptativos *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC) e *Fourier Linear Combiner* (FLC).

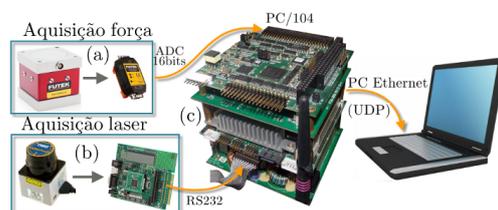


Figura 2: Plataforma de aquisição e controle.

2.1 Plataforma de Aquisição e Controle

O sistema desenvolvido é composto por três subsistemas. O primeiro é o subsistema de medição de forças de interação, Figura 2(a). Este subsistema é composto por dois sensores triaxiais (Futek., 1988) posicionados sob os apoios de antebraços. Esta configuração permite a medição independente de seis componentes de forças de interação durante a marcha assistida (Figura 3).

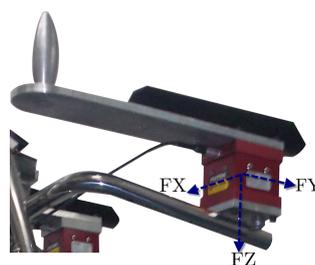


Figura 3: Eixos de sensores de força.

Desta forma, busca-se obter parâmetros relacionados com a marcha e inferir os esforços relacionados com as intenções de movimento do usuário durante a marcha. As principais características do subsistema de medição de forças de interação são mostrados na Tabela 1. O tratamento dos sinais obtidos dos sensores de força são devidamente processados por conversores analógicos-digitais (ADC).

O segundo subsistema é responsável pela aquisição de parâmetros relacionados com a evolução espaço temporal dos membros inferiores do paciente, Figura 2(b). Este é composto por um sensor de varredura laser (Hokuyo., 2006). O sensor encontra-se posicionado no centro do andador, a uma altura de 30 cm do solo, direcionado para o usuário (ver Figura 4). Um estudo preliminar determinou o posicionamento adequado deste sensor em uma posição intermediária entre os pés e o joelho para uma pessoa de estatura média. Nessa altura pode-se evitar a detecção de informação incorreta, como a detecção da ponta do calçado ou do joelho durante a marcha (Figura 4).

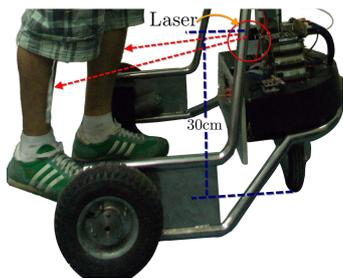


Figura 4: Localização do sensor laser.

Com a informação deste subsistema pode-se obter uma estimativa de evolução da marcha do usuário e, assim, determinar parâmetros como velocidade, distância e posição angular em relação ao andador. Em trabalhos anteriores do grupo de pesquisa, (V. Schneider junior, 2012) apresentou uma metodologia para a estimação da posição das pernas do usuário durante a marcha, onde a arquitetura eletrônica desenvolvida realiza o ajuste inicial das faixas de medição do sensor, o tratamento dos sinais de varredura e o envio da distância e posição angular das pernas do usuário para o sistema de aquisição e controle. Neste trabalho, a técnica proposta é dividida em quatro partes: (i) pré-processamento dos dados; (ii) detecção de transições; (iii) extração de padrões e análise; e (iv) estimação das coordenadas das pernas. A Figura 5 apresenta o resultado do algoritmo proposto fazendo uso da ferramenta MATLAB.

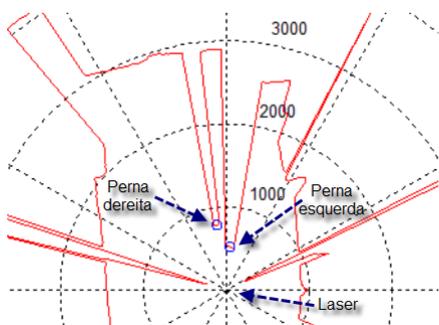


Figura 5: Algoritmo de detecção de pernas.

Finalmente, apresenta-se o terceiro subsistema, a unidade de processamento central. Esta é

baseada na arquitetura embarcada *PC/104-Plus*, Figura 2(c). Esta arquitetura é de baixo consumo e permite grande flexibilidade quanto ao hardware, já que é modular. Além disso, o tamanho é reduzido em relação a um PC normal, e tem a mesma capacidade de processamento (Advantech., 1983). Para a aquisição dos sinais dos sensores de força, o sistema conta com uma placa de aquisição de sinais, com resolução de 16 bits. Para a comunicação com o subsistema de medição da evolução espaço temporal dos membros inferiores, utiliza-se a interface serial RS232.

O sistema opera em tempo real e é programado utilizando a *toolBox MATLAB Real-Time xPC Target*. A programação do sistema é realizada por uma porta Ethernet. Esta mesma porta pode ser utilizada para o armazenamento dos dados obtidos do sistema para a realização de análise e processamento *offline*.

2.2 Técnica para Extração dos Comandos dos Navegação

O algoritmo adaptativo FLC permite estimar a amplitude e fase de sinais quase periódicos com frequência conhecida. A estimação dos coeficientes da série de Fourier é feita dinamicamente com um algoritmo recursivo de mínimos quadrados (LMS). O FLC é de grande utilidade para o cancelamento de sinais quase periódicos, já que fornece uma saída de fase zero (Vaz and Thakor, 1989) e um baixo custo computacional, permitindo assim sua implementação em tempo real (Vaz et al., 1994). O modelo de Fourier com M harmônicos é dado pela equação (1).

$$s = \sum_{r=1}^M [w_r \sin(r\omega_0 k) + w_{M+1} \cos(r\omega_0 k)] \quad (1)$$

Na Figura 6 pode-se observar que o algoritmo FLC tem duas entradas. Uma é o conjunto de M harmônicos de senos e cossenos de frequência $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$ do sinal de referência (X_k). A outra é o resultado do sinal de entrada y_k menos a componente oscilatória estimada \hat{s}_k . O sinal de entrada está composto por uma componente oscilatória s_k que deseja-se estimar pelo algoritmo FLC, mais uma componente do sinal de entrada sem componente oscilatório v_k .

O algoritmo recursivo LMS faz a adaptação do vetor dos coeficientes da série de Fourier \mathbf{W}_k , o qual é usado para gerar uma combinação linear dos componentes senoidais ortogonais aos componentes do vetor de entrada de referência (\mathbf{X}_k). O algoritmo FCL pode-se definir como:

$$x_{rk} = \begin{cases} \sin(r\omega_0 k), & 1 \leq r \leq M \\ \cos((r-M)\omega_0 k), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (2)$$

$$\varepsilon_k = y_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k \quad (3)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu\varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (4)$$

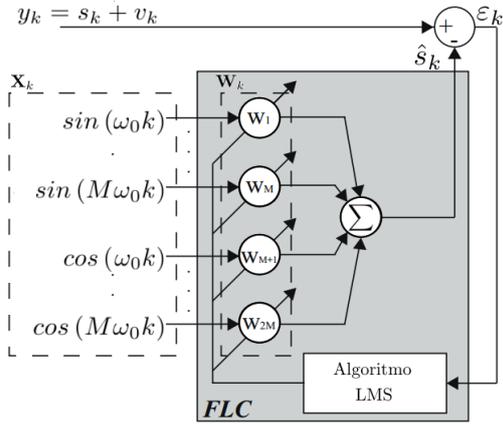


Figura 6: Algoritmo *Fourier Linear Combined* (FLC).

O algoritmo adaptativo WFLC é uma extensão do FLC, o qual permite estimar a amplitude, frequência e fase de um sinal quase senoidal utilizando uma série de Fourier truncada, onde os coeficientes de Fourier vão se ajustando dinamicamente usando o algoritmo recursivo LMS. O WFLC pode-se representar pelas seguintes quatro equações.

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t}\right), & 1 \leq r \leq M \\ \cos\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0t}\right), & M+1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (5)$$

$$\varepsilon_k = s_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k - \mu_b \quad (6)$$

$$\omega_{0k+1} = \omega_{0k} + 2\mu_0 \varepsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{r_k} x_{M+r_k} - w_{M+r_k} x_{r_k}) \quad (7)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu_1 \varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (8)$$

A equação (5) representa um sinal senoidal de frequência fundamental ω_{0t} . O erro usado para realizar a adaptação está descrito pela equação (6). Os pesos da frequência e amplitude, atualizados através do algoritmo LMS, são dados pelas equações (7) e (8), respectivamente.

Os parâmetros para se ajustar o algoritmo proposto são: M , que é o número de harmônicos; frequência instantânea de inicialização ω_0 ; pesos de atualização da amplitude e frequência μ_0 e μ_1 ; e peso de repouso μ_b , para compensar o desvio de baixa frequência (Riviere, 1995). Estes parâmetros foram ajustados para estimar a frequência do sinal de entrada de cadência.

Os algoritmos apresentados são combinados de acordo com o esquema apresentado na Figura 7. A implementação da estratégia de filtragem adaptativa das forças de interação em membros superiores para inferir a intenção de movimento do usuário é uma evolução de trabalhos prévios (Neto et al., 2010).

O sinal de força (F_{ij}) inicialmente é filtrado por um filtro passa-baixas para eliminar o ruído

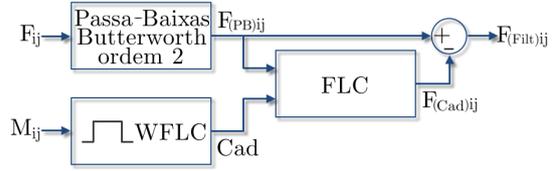


Figura 7: Algoritmo para eliminação da cadência dos sinais de força.

das vibrações mecânicas oriundas de possíveis imperfeições do solo ou nas rodas do dispositivo, obtendo-se $F_{(PB)ij}$.

Fazendo uso do algoritmo adaptativo WFLC (*Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner*), pode-se estimar a cadência da marcha (Cad) utilizando a posição das pernas do usuário a partir dos sinais do sensor laser (M_{ij}), os quais estão normalizados e sem offset. Dada a forma e a periodicidade desses sinais, foi observado que este algoritmo se ajusta de forma adequada à proposta.

O algoritmo FLC (*Weighted-Frequency Furier Linear Combiner*) é utilizado para estimar a amplitude do sinal de força com frequência igual à cadência de marcha ($F_{(Cad)ij}$). O FLC usa como sinal de referência a (Cad) estimada pelo bloco WFLC, e como sinal de entrada a força filtrada pelo passa-baixas ($F_{(PB)ij}$). No sinal resultante ($F_{(Cad)ij}$) é filtrado a componente oscilatória s_k relacionada com a cadência.

Finalmente, este sinal é subtraído do sinal de força para obter as componentes de força filtrada dos membros superiores ($F_{(Filt)ij}$).

3 Resultados e Discussão

Nesta seção apresenta-se, em primeiro lugar, a aquisição dos sinais obtidos do subsistema de medição de forças de interação (seção 3.1) e do subsistema de medição da evolução espaço temporal dos membros inferiores (seção 3.2). Em seguida, o resultado do algoritmo proposto para a filtragem adaptativa das forças de interação é apresentado.

3.1 Análises das forças de interação do membro superior para inferir gestos de movimento

Como foi mencionado anteriormente, os sinais de força apresentam informações que não são da intenção de movimento do usuário, tais como: ruído inerente dos sensores e ruído gerado pela oscilação da estrutura mecânica durante a marcha devido a imperfeições no chão ou imperfeições nas rodas. A Figura 8 apresenta os sinais típicos dos três eixos do sensor de força durante uma marcha em linha reta, com uma curva no final do experimento.

Nesta figura pode-se inferir quatro gestos da marcha assistida pelo andador. O primeiro gesto é visualizado quando o usuário apoia-se no andador. Esta informação se vê com clareza no eixo Z

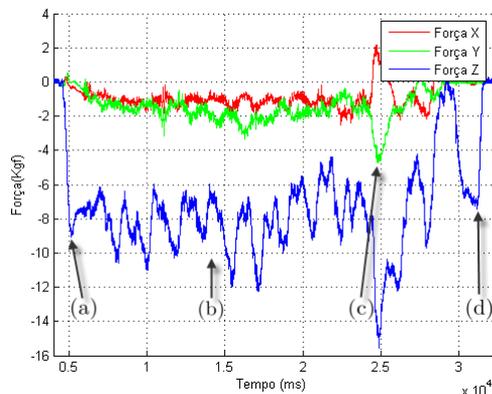


Figura 8: Sinais típicos do sensor de força durante a marcha assistida pelo andador.

da Figura 8(a). O segundo gesto é a marcha em linha reta, onde pode-se ver que o sinal do eixo Y e X aumentam, Figura 8(b). O terceiro gesto é girar em alguma direção, onde a amplitude dos três sinais aumentam, Figura 8(c). O quarto gesto é para interromper a marcha e deixar de se apoiar no andador, Figura 8(d).

3.2 Distâncias dos membros inferiores para estimação da cadência da marcha humana

O comportamento do sinal do sensor laser para uma pessoa com marcha normal é uma onda periódica com frequência e amplitude definidas pelo padrão de marcha da pessoa e pela posição do sensor laser. A Figura 9(a) apresenta o sinal típico de distância de uma perna adquirido pelo sensor laser, e a cadência relacionada com esse sinal, Figura 9(b).

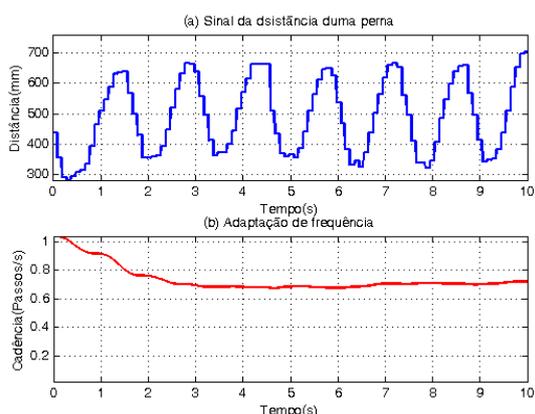


Figura 9: Determinação da cadência do sinal da evolução espaço-temporal da marcha humana.

O sinal da marcha Figura 9(a) é filtrado por um filtro passa-bandas para eliminar o *offset*, e é dividido por um ganho adquirido experimentalmente, para ser normalizado. Este sinal é usado pelo algoritmo WFLC para estimar a cadência. O ajuste dos parâmetros do WFLC foram feitos *offline*. O resultado da estimação da cadência em

tempo real pode-se observar na Figura 9(b), onde a pessoa tem uma cadência de 0.7passos/s aproximadamente.

3.3 Processamento dos Sinais com a Técnica Proposta

Para avaliar o desempenho da proposta de filtragem apresentada neste trabalho, foi realizado um experimento de marcha linear durante 50 segundos com uma cadência de marcha lenta. Na Figura 10(a) observa-se a aquisição das distâncias aos pés do usuário pelo sensor laser, para uma pessoa sem patologia na marcha. Na Figura 10(b) pode-se ver o sinal de força do eixo Y, sem processar, e o resultado de: (1) filtragem do sinal de força pelo filtro passa-baixas, com frequência de corte igual a 3Hz; (2) filtragem da cadência da marcha do sinal de força, feito por o filtro passa-baixas+WFLC+FLC. Na Figura 10(c) se aprecia os mesmos resultados para o sinal de força do eixo Z, com filtro passa-baixas+WFLC+FLC.

O resultado do cancelamento da cadência da marcha dos sinais de força pode-se observar em vermelho. No início do experimento as amplitudes dos sinais (vermelho-preto) são similares. No transcurso da marcha assistida pelo andador, os algoritmos WFLC e FLC vão se adaptando e as oscilações do sinal vermelho vão diminuindo. Passados dez segundos o resultado é mais evidente Figura 10(c).

4 Conclusões e Trabalhos Futuros

No contexto do tratamento dos sinais fornecidos pelos sensores do Smart Walker, é importante desenvolver algoritmos de eliminação, atenuação e estimação que tenham baixo custo computacional, a fim de que seja possível a implementação destes em tempo real. Este trabalho é uma continuação do projeto SIMBIOSIS, e apresenta uma metodologia para obtenção de comandos de navegação do andador robótico, fazendo uso de algoritmos adaptativos para a estimação de componentes de força voluntários em tempo real.

Fazendo uso do algoritmo WFLC, se estimou a cadência da marcha do usuário. No experimento foi observado que o tempo transitório de ajuste é de aproximadamente 4 s. Passado este tempo a resposta do filtro é completamente estável. Para eliminar a informação da cadência dos sinais de força, foi utilizado o algoritmo FLC. O tempo transitório para a adaptação e cancelamento do ruído é aproximadamente de 8 s. A partir deste momento, observa-se a redução das oscilações da cadência geradas pelas oscilações do tronco.

Como trabalhos futuros propõe-se a integração destes algoritmos com algoritmos de controle baseados na interação entre o usuário e o andador, e, com isto, criar uma interface natural que per-

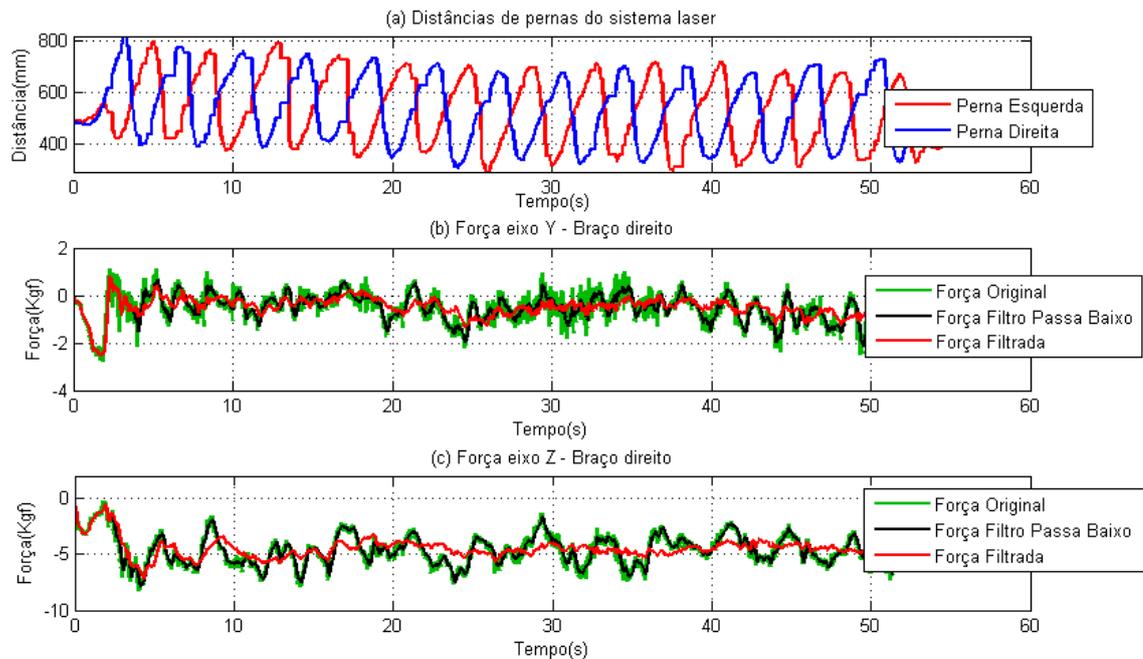


Figura 10: Resultado do cancelamento da cadência da marcha humana dos sinais de força de interação de membro superior usando filtragem adaptativo.

mitam ao andador adaptar-se de forma autônoma às necessidades do usuário.

Agradecimentos

Ao CNPQ, pela bolsa concedida ao primeiro autor.

Referências

- Advantech. (1983). Advantech enabling an intelligent planet, *web*: <http://www.advantech.com/>.
- Chuy Jr, O., Hirata, Y., Wang, Z. and Kosuge, K. (2005). Motion control algorithms for a new intelligent robotic walker in emulating ambulatory device function, *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference*, Vol. 3, IEEE, pp. 1509–1514.
- Cortés, U., Martínez-Velasco, A., Barrué, C., Martín, E., Campana, F., Annicchiarico, R. and Caltagirone, C. (2008). Towards an intelligent service to elders mobility using the i-walker, *Proc. of AAAI Fall Symposium AI in Eldercare: New Solutions to Old Problems*.
- Futek. (1988). Futek advanced sensor technology., *web*:. <http://www.futek.com/>.
- Hokuyo. (2006). Hokuyo automatic co., ltd., *web*:. <http://www.hokuyo-aut.jp/>.

Martins, M. M., Santos, C. P., Frizzera-Neto, A. et al. (2011). Assistive mobility devices focusing on smart walkers: Classification and review, *Robotics and Autonomous Systems*.

Neto, A. F., Gallego, J. A., Rocon, E., Pons, J. L. and Ceres, R. (2010). Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait, *Biomedical engineering online* **9**(1): 37.

Riviere, C. (1995). *Adaptive Suppression of Tremor for Improved Human-machine Control*, PhD thesis, Johns Hopkins University.

V. Schneider junior, A. frizzera-neto, C. T. V. A. E. T. F. b. f. A. b. f. (2012). Detecção de pernas utilizando um sensor de varredura laser aplicado a um andador robotico, *Anais do xix congresso brasileiro de automatica, cba 2012*.

Vaz, C. A. and Thakor, N. V. (1989). Adaptive fourier estimation of time-varying evoked potentials, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **36**(4): 448–455.

Vaz, C., Kong, X. and Thakor, N. (1994). An adaptive estimation of periodic signals using a fourier linear combiner, *Signal Processing, IEEE Transactions on* **42**(1): 1–10.