
ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE ATIVA DE PERNA COMANDADA POR SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Carlos Alberto Cascão Jr.*

cascaojr@globo.com

Ener Diniz Beckmann*

enerdb@gmail.com

João Yoshiyuki Ishihara*

ishihara@ene.unb.br

Renan Utida Ferreira†

renan.utida@globo.com

Geovany Araújo Borges*

gaborges@ene.unb.br

Adson Ferreira da Rocha†

adson@unb.br

*Laboratório de Controle e Visão por Computador (LCVC)

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - Universidade de Brasília (UnB)

Caixa Postal 04591 - Asa Norte - Brasília - CEP 70910-900 - Brazil

†Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS)

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - Universidade de Brasília (UnB)

Caixa Postal 04591 - Asa Norte - Brasília - CEP 70910-900 - Brazil

RESUMO

Este artigo apresenta o estado atual de desenvolvimento de uma prótese para reabilitação robótica a ser usada por amputados acima do joelho. São apresentados detalhes de desenvolvimento da prótese, cobrindo os aspectos de projeto mecânico, eletrônico e robótico. O protótipo deve receber parte dos comandos de acionamento por meio de processamento de sinais EMG provenientes da coxa do paciente. Modelos AR e ARMA obtidos por meio de estimação recursiva são usados na extração de características de sinais de EMG. Redes neurais são treinadas para estimar a intenção de movimento do usuário (ângulo entre coxa e tibia desejado) a partir destas características. Resultados satisfatórios foram alcançados na classificação de sinais EMG para determinação da intenção de movimento do usuário. Um aspecto inovador da solução proposta está na possibilidade de se ter uma prótese que não utiliza somente sinais de EMG. É também proposto o uso de modelos preditivos alimentados por dados multisensoriais para correto posicionamento do pé em relação ao solo.

PALAVRAS-CHAVE: Robótica de reabilitação, prótese ativa, processamento EMG.

ABSTRACT

This paper present the current state of development of an active robotic prosthesis for above knee amputees. It presents mechanical, electronics and robotic aspects of the development. The movement commands of the prosthesis are in part obtained from thigh EMG signal. Auto-regressive and auto-regressive moving average models are recursively estimated and used as features of EMG signal. From these features, neural networks are trained to give an estimate of the movement intention of the user (desired angle between thigh and tibia). Satisfactory results were obtained in the processing of EMG signals for user movement intention estimation. An inovative feature of this solution is the development of a prosthesis using not only EMG signals. Indeed, a predictive model gathering multisensor data is proposed for foot positioning with respect to ground.

KEYWORDS: Rehabilitation robotics, active prosthesis, EMG signal processing.

1 INTRODUÇÃO

Os estudos em reabilitação têm como principal objetivo restaurar as funções motoras perdidas e auxiliar o tratamento das incapacidades motoras. A primeira tentativa de se produzir sistemas robóticos para uso de pessoas com incapacidades físicas teve início no final dos anos 60 e início dos anos 70. Praticamente todos os esforços iniciais falharam em atingir o estado de produção, basicamente pela rejeição dos prováveis usuários aos *designs* desenvolvidos, principalmente nas áreas de interface homem/máquina, e aos altos custos (Prior and Warner, 1990). Com o sucesso da robótica na área industrial, os novos conhecimentos puderam ser aplicados no auxílio a pessoas com incapacidades físicas para melhor integrá-las à vida social e ao trabalho. Com o desenvolvimento da tecnologia, diferentes técnicas foram aperfeiçoadas, visando maior interação entre os diferentes dispositivos mecânicos, elétricos ou sensoriais e o usuário de próteses, assim como o desenvolvimento de novos algoritmos que permitem que mais informação útil seja recebida do usuário.

Para próteses dos membros superiores, os campos de pesquisa de trocas de informações e sinais de energia entre a prótese e o usuário, avançam através do controle bilateral, atualmente campo de pesquisa da tele robótica (Harwin et al., 1995). Em (Carpaneto et al., 2003) é apresentado um dedo instrumentado que foi projetado para controle em malha fechada de força em neuropróteses. O protótipo é baseado em uma matriz de sensores de força piezo resistivos. Foi verificado que o aparelho proposto pode ser utilizado para coletar informações de força durante o aperto.

Com relação aos membros inferiores, sabe-se que um grande número de incapacidades envolvem perda de suas habilidades motoras (Gruver, 1994). Em (Gruver, 1994) é apresentado um exoesqueleto ativo para auxiliar indivíduos com dificuldades motoras nas pernas. Esse mecanismo apresenta apenas um grau de liberdade, sendo que os movimentos do quadril e do joelho são realizados pelo mesmo motor e o tornozelo é passivo. Esse mecanismo é capaz de gerar movimentos humanos programados.

Amputados acima do joelho que possuem próteses mecânicas passivas encontram grandes dificuldades de locomoção em terrenos inclinados e com obstáculos, como rampas e escadas. Pelo fato de tais próteses serem passivas, elas não apresentam, em sua maioria, resistência que facilite a locomoção nesses terrenos. Em (Kastner et al., 1999; Dietl and Bargehr, 1997) é proposta uma prótese motorizada com capacidade de interagir com alguns tipos de terreno de maior grau de dificuldade de locomoção. Estudos preliminares em próteses de pernas ativas mostram os benefícios de uma maior independência, comparada com próteses passivas de joelhos, alcançada pelos deficientes no uso de próteses ativas (Kastner et al., 1999; Dietl and Bargehr, 1997).

Os estudos em reabilitação têm como principal objetivo

restaurar as funções motoras perdidas e auxiliar o tratamento das incapacidades motoras. Para tratamento de uma patologia do andado conhecida como *drop foot*, (Blaya and Herr, 2004) apresenta o desenvolvimento de uma prótese ativa de pé-tornozelo de impedância variável (AAFO). Este dispositivo é controlado por computador para variar a impedância da junta em resposta à fase do andado e às variações no andado passo-a-passo. O AAFO comprime uma mola ligada em série a um motor DC (SEA), capaz de controlar a rigidez e o amortecimento da prótese para rotações plantares e dorsiflexoras. Os testes da prótese mostraram que a ocorrência do choque do pé com o solo foi eliminada para velocidades baixas e controladas, mas aumentou para velocidades maiores e a prótese variável diminuiu a ocorrência de choques para velocidades maiores em 67%. Quanto ao problema de arrasto do dedo, esta prótese aumentou o ângulo de variação do pé em 200%, 37% e 108%, em relação à prótese constante para velocidades baixas, controladas e altas, respectivamente.

Com relação ao uso de sinais biológicos para próteses, Bankman et. al (Bankman and Jansenlewitz, 1995) apresenta um sistema de controle de prótese a partir da detecção de ondas neurais em gravações extracelulares. Sua idéia é captar os potenciais de ação gerados diretamente pelos neurônios na região do membro amputado. Por outro lado, é mais vigente o uso de sinais de eletromiografia (EMG) para o controle de próteses. Inúmeras técnicas já foram desenvolvidas visando essa aplicação (Aeyles et al., 1995; Minor et al., 1997). As maiores contribuições têm sido apresentadas quanto à extração de informação desses sinais. Para isso, existem questionamentos na maneira como o EMG é capturado da musculatura, pois esta captura pode ser feita de maneira invasiva ou evasiva. Para o controle de prótese, o uso dos eletrodos de superfície é mais interessante, pois apesar de captarem sinais de uma região muito ampla e, de certa maneira, desnecessários e redundantes, eles são não invasivos (como os eletrodos de agulha e fio), o que facilita imensamente a manipulação, além de serem mais higiênicos e de aplicação indolor.

Com relação ao processamento de sinais de EMG, a extração de características tornou-se mais eficiente na medida em que se observou um avanço maior na capacidade de processamento dos computadores. Os primeiros trabalhos usavam características estatísticas dos sinais no domínio do tempo. Devido à pouca riqueza de informação nestas características, passou-se a aplicar cada vez mais as medições espectrais e os modelos de séries temporais. Quanto à estimação de amplitude, pode-se mencionar a técnica denominada branqueamento (Merletti and Parker, 2004). No que diz respeito à análise no domínio da frequência podem ser citadas a Transformada de Fourier em janela e as Transformadas Wavelets (Merletti and Parker, 2004). Outras técnicas mais sofisticadas foram desenvolvidas com base principalmente em teorias de processamento de sinais e de controle. Técnicas que têm sido bastante utilizadas são as Redes Neurais Artificiais e a Lógica Fuzzy (Zhang et al., 2002). No estudo de classificação de movimentos para a implementação de próte-

ses, o principal desafio é a estratégia utilizada para se conseguir transmitir para a prótese a intenção de movimento de seu usuário. Sinais de eletromiografia (EMG) têm se mostrado grandes portadores de informações de intenções de movimento, pois são sinais elétricos gerados pela ativação neuromuscular associada com a contração da musculatura (Basmajian and de Luca, 1985).

Este artigo apresenta o estado atual de desenvolvimento de uma prótese para reabilitação robótica a ser usada por amputados acima do joelho. São apresentados detalhes de desenvolvimento da prótese, cobrindo os aspectos de projeto mecânico, eletrônico e robótico. O protótipo deve receber parte dos comandos de acionamento por meio de processamento de sinais EMG provenientes da coxa do paciente. Modelos AR e ARMA obtidos por meio de estimação recursiva são usados na extração de características de sinais de EMG. Redes neurais são treinadas para estimar a intenção de movimento do usuário (ângulo entre coxa e tibia desejado) a partir destas características. Resultados satisfatórios foram alcançados na classificação de sinais EMG para determinação da intenção de movimento do usuário. O aspecto inovador da solução proposta está na possibilidade de se ter uma prótese que utiliza não somente sinais de EMG mas também modelos preditivos da robótica bípede para a ativação dos eixos do pé. Isto faz-se necessário uma vez que sinais EMG de superfície extraídos na coxa permitem determinar a intenção de movimento apenas da junta do joelho. Portanto, para uma prótese que possui também eixos de tornozelo e de pé, é necessário utilizar outras fontes de informação além do EMG. Neste caso, propõe-se que sinais provenientes dos diferentes sensores sejam fusionados em um modelo preditivo de movimento. O modelo é então usado para determinar referências de posicionamento do pé com relação ao solo (atitude). O projeto deverá auxiliar na reabilitação de amputados acima do joelho, permitindo a locomoção em terrenos inclinados e escadas.

Este artigo apresenta-se organizado da seguinte forma. A Seção 2 apresenta o projeto proposto para uma prótese ativa de perna para amputados acima do joelho. São apresentados a descrição da estrutura física, arquitetura de sensoriamento e controle e a arquitetura de processamento. Na Seção 3 é descrito o procedimento de interpretação de sinais EMG com relação à intenção de movimento obtidas através de redes neurais baseadas em AR e ARMA. Os resultados obtidos até o momento na implementação física da prótese envolvendo o controle de juntas e sensoriamento são apresentados na Seção 4. Por fim, são apresentadas na Seção 5 as conclusões e proposições futuras para o projeto.

2 UM PROTÓTIPO DE PRÓTESE ATIVA

2.1 Descrição geral

Um dos objetivos deste artigo é apresentar um protótipo de prótese mecânica ativa para perna humana, apresentando

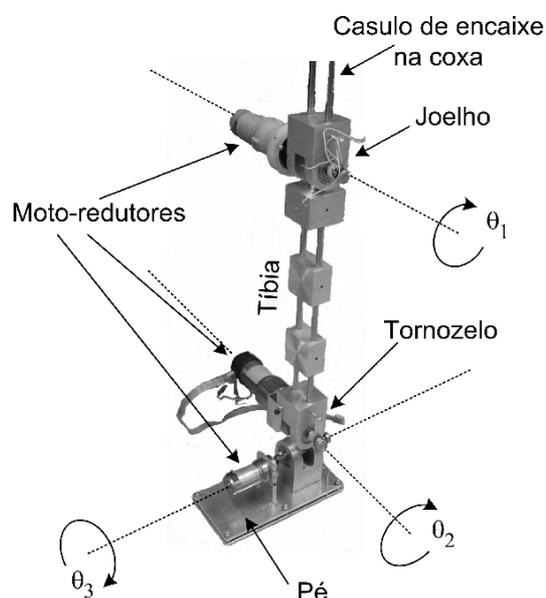


Figura 1: Estrutura mecânica do protótipo em desenvolvimento.

três graus de liberdade: um para o joelho (plano sagital) e dois movimentos para o pé (plano sagital e plano frontal). Neste protótipo foi utilizado alumínio para a maior parte das estruturas e aço para hastes de sustentação, conforme está ilustrado na Figura 1. Os três graus de liberdade são associados aos ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3 , cuja atuação é feita por moto-redutores de corrente contínua. O protótipo será fixado ao membro restante do paciente por meio de um casulo de fixação, onde estariam também os sensores de EMG.

Conforme ilustrado pela Figura 1, apenas a parte mecânica está concluída. As atividades atuais estão relacionadas à idealização de uma arquitetura modular de instrumentação e de controle, procurando empregar técnicas comumente empregadas em robótica bípede, uma vez que os sinais de EMG relacionam-se apenas ao ângulo θ_1 do joelho. θ_2 e θ_3 serão determinados por meio de modelos preditivos de intenção de movimento, alimentados por medições dos diversos sensores da prótese. Para tanto, na parte de instrumentação, estão presentes sensores ultra-sônicos para estimação do ângulo de inclinação do pé em relação ao solo, um acelerômetro para medição das componentes de aceleração tangencial do centro da tíbia no plano sagital e potenciômetros para medição de posição e estimação das velocidades dos eixos das juntas da perna.

É proposto que o protótipo empregue uma hierarquia de controle, descrita com mais detalhes na seção 2.4. Nesta arquitetura estão presentes um processador mestre central e micro-controladores escravos. O processador central será encarregado da geração de trajetória e estimação dos parâmetros do modelo da perna por meio de controle adaptativo. Este processador ainda realizará a coordenação de microcontroladores escravos por meio de um simples protocolo mestre-

escravos com detecção de erro. Aos microcontroladores escravos competem realizar as tarefas de controle de posicionamento e velocidade dos motores e aquisição das medidas dos sensores para envio ao processador central. A comunicação se dará através de um barramento RS485, escolha esta guiada pela sua alta imunidade a interferência eletromagnética. Os controladores de junta possuirão saturação na corrente de acionamento dos motores. Desta forma, se o paciente modificar seu balanço (*e.g.*, devido a desequilíbrio), os controladores de posição das juntas irão saturar em corrente, dando ao paciente a sensação de que a prótese está realizando um esforço contrário ao do balanço, podendo ajudar o mesmo na recuperação do equilíbrio. No que diz respeito aos controladores das juntas do pé, estes tentarão manter o pé paralelo ao solo usando medidas de ultra-som.

E mais alto nível, um modelo de movimento alimentado por dados de um acelerômetro e dos potenciômetros das juntas será usado para gerar a trajetória dos ângulos do pé, objetivando que este esteja paralelo ao solo no momento do contato. Os autores acreditam que qualquer outra abordagem que fizesse o pé se orientar com grande antecedência antes do instante de contato poderia atrapalhar o paciente.

2.2 Projeto Mecânico

O projeto mecânico procurou manter características antropomórficas, mas empregando apenas três graus de liberdade ao protótipo. Os autores acreditam que os três graus de liberdade escolhidos são suficientes para mimetizar o andar humano e permitir movimentos suaves. O mesmo tipo de mecanismo é empregado em robôs humanóides (Azevedo, 2001).

A prótese foi desenvolvida a partir das dimensões da perna de um indivíduo de um 1m75 de altura. A medida de altura da prótese até a articulação do joelho é de 51 cm. Foi utilizado um programa de desenho assistido por computador (CAD), onde foram desenhadas as peças principais, e a partir destas foram feitas as projeções e cotação para posterior usinagem das peças. As juntas da perna foram confeccionadas em alumínio, de maneira a diminuir a massa total do protótipo. Cada junta é equipada com dois rolamentos, para redução do atrito, e um potenciômetro fixado na haste do motor, para medição do ângulo da junta. A Figura 2 apresenta uma foto atual da junta do pé.

O dimensionamento dos motores do pé foi feito utilizando a mesma ferramenta CAD. Foram fornecidas medidas de massa, volume e inércia para pontos escolhidos e, a partir destas medidas, foi calculado o torque necessário para atingir uma velocidade de $\pi \text{ rad/s}$ em um segundo. Este valor de velocidade foi definido como meta de capacidade máxima de atuação, que está muito acima do que será empregado, mas que dá alguma liberdade para atuação dos controladores sem que estes entrem em saturação. A partir dos torques obtidos, foram selecionados os motoredutores das juntas. Os

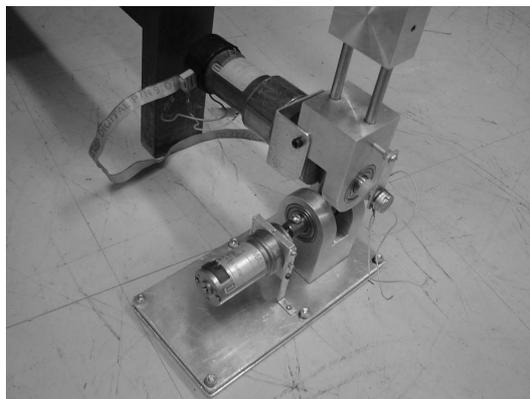


Figura 2: Detalhe das juntas de tornozelo e pé.

requisitos apresentados pelo programa CAD foi de um motor capaz de oferecer 212 mNm de torque para a junta do pé e 1, 24 Nm para o motor da junta do tornozelo. Para o motor do joelho, foi determinado o torque necessário para sustentar a perna na horizontal, considerando o centro de gravidade como o ponto de aplicação do peso total da perna, sendo este o caso mais severo para o motor do joelho. O torque computado foi de 11 Nm , e o motor escolhido é capaz de suprir 26, 5 Nm com seu eixo travado.

2.3 Modelo geométrico

O modelo geométrico de posição da perna foi obtido considerando a atribuição de sistemas de coordenadas às juntas da perna, seguindo o algoritmo de Denavit-Hartenberg (Schilling, 1990), conforme mostrado na Figura 3. A postura da perna é determinada utilizando a matriz de transformação homogênea relacionando o sistema de coordenadas da planta do pé com aquele do ponto de fixação na perna:

$$\mathbf{M}_0^3 = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_0^3 & \mathbf{t}_0^3 \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

com

$$\mathbf{R}_0^3 = \begin{bmatrix} c_{\theta_3} \cdot c_{\theta_1+\theta_2} & -s_{\theta_1+\theta_2} & s_{\theta_3} \cdot c_{\theta_1+\theta_2} \\ c_{\theta_3} \cdot s_{\theta_1+\theta_2} & c_{\theta_1+\theta_2} & s_{\theta_3} \cdot s_{\theta_1+\theta_2} \\ -s_{\theta_3} & 0 & c_{\theta_3} \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{t}_0^3 = \begin{bmatrix} a_1 \cdot c_{\theta_1} + a_2 \cdot c_{\theta_1+\theta_2} + a_3 \cdot c_{\theta_3} \cdot c_{\theta_1+\theta_2} \\ a_1 \cdot s_{\theta_1} + a_2 \cdot s_{\theta_1+\theta_2} + a_3 \cdot c_{\theta_3} \cdot s_{\theta_1+\theta_2} \\ -a_3 \cdot s_{\theta_3} \end{bmatrix}.$$

A matriz (1) é encontrada através de transformações sucessivas entre os sistemas de coordenadas consecutivos da perna. Seguindo a notação clássica, $s_\theta = \sin(\theta)$ e $c_\theta = \cos(\theta)$. Essa matriz permite relacionar as coordenadas $\mathbf{p}_3 = (x_3, y_3, z_3)$ de um ponto P , representadas no sistema de coordenadas 3 (planta do pé), com suas coordenadas $\mathbf{p}_0 = (x_0, y_0, z_0)$ do sistema de coordenadas 0 (ponto de fixação da prótese no usuário). A relação entre estes pontos deter-

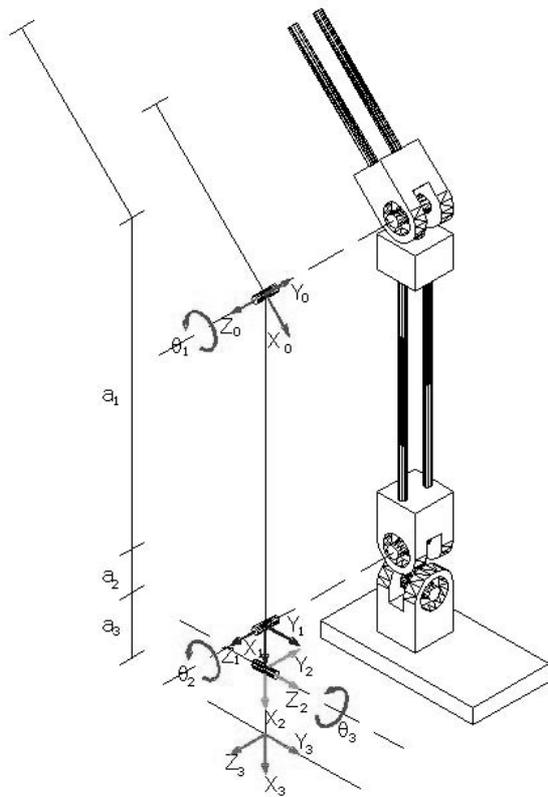


Figura 3: Sistema de coordenadas e graus de liberdade da perna.

mina o modelo geométrico da prótese:

$$\begin{bmatrix} P_0 \\ 1 \end{bmatrix} = M_0^3 \cdot \begin{bmatrix} P_3 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

2.4 Instrumentação de controle

A arquitetura de instrumentação e controle, apresentada na Figura 4, possui um microprocessador central, responsável pelas tarefas mais complexas, entre elas, aquisição e tratamento dos sinais EMG, geração do modelo preditivo da prótese, coordenação dos microcontroladores através de troca de dados e requisições de medição e posicionamento, modelagem do sistema e geração de trajetória para as juntas. Os microcontroladores escravos são da família AVR da Atmel. Estes dispositivos de baixo custo possuem capacidade de 16MIPS, suficiente para as tarefas atribuídas aos microcontroladores. O microcontrolador denominado AVR1 é responsável pelo controle dos motores do pé, garantindo o correto posicionamento das juntas, através de controle adaptativo por modelo de referência, sendo a posição desejada fornecida pelo microprocessador central. AVR2 tem função similar, mas este controla apenas o motor do joelho, que apresenta maior potência e necessita de um atuador baseado em MOSFETs de potência. AVR 3 dedica-se à medição através de ultra-som de medidas de distâncias do pé em re-

lação ao solo. AVR4 realiza as medições de aceleração providas por um acelerômetro piezoelétrico a dois eixos ortogonais.

Como mencionado anteriormente, a comunicação entre todos os módulos se dará através de um barramento RS485, que permite que vários dispositivos utilizem o mesmo barramento. Será implantado um protocolo de comunicação mestre-escravo, que evita choques de comunicação, reduz a complexidade da rede e apresenta tempo de resposta determinístico. Nessa arquitetura, cada dispositivo possui um endereço fixo.

2.5 Estimação da atitude do pé relativa ao solo

A prótese será equipada com uma série de transmissores e receptores ultra-sônicos, integrados no pé, e usados para medição de distâncias com relação ao solo. Por conseguinte, essas distâncias são usadas para a estimação recursiva dos ângulos de atitude do pé com relação ao solo (considerado plano). Esses ângulos são definidos nos planos sagital e frontal, associados aos eixos do pé e do tornozelo.

Um estudo inicial foi realizado no sentido de relacionar tais medições com os ângulos de atitude. Considerando apenas um conjunto de sensores relacionados, por exemplo, ao plano sagital, a Figura 5 ilustra a geometria do problema. Em um mesmo suporte estão dois receptor Rx1 e Rx2, e um transmissor Tx a meia distância D entre os receptores. Um pulso de ultrassom emitido por Tx é refletido no solo abaixo do pé e retorna a Rx1 e Rx2 após um certo tempo do qual se obtém medidas $d_1 = L_{1a} + L_{1b}$ e $d_2 = L_{2a} + L_{2b}$ das distâncias percorridas pelos pulsos desde o transmissor.

Considerando a medida L , os ângulos α_1 e α_2 e o ângulo de atitude do rolo com relação à base do pé no plano sagital, as seguintes relações são obtidas:

$$d_1 = \frac{(2L + D \tan(\lambda)) \cos(\lambda)}{\sin(\alpha_1)} \quad (3)$$

$$d_2 = \frac{(2L + 3D \tan(\lambda)) \cos(\lambda)}{\sin(\alpha_2)} \quad (4)$$

Nessas relações, os parâmetros L , α_1 e α_2 são funções de D e λ . Com essas relações tem-se um modelo de medição que permite obter estimativas de λ a partir de medições d_1 e d_2 . A solução trivial a este problema consiste em resolver este conjunto de equações, o que é uma abordagem susceptível às incertezas associadas ao processo de medição por ultra-som. Portanto, um modelamento estocástico de faz necessário. Nesse sentido, um modelo discreto de evolução de λ pode ser obtido a partir do modelo geométrico, de medidas de configuração das juntas e do acelerômetro:

$$\lambda_{k+1} = \lambda_k + f(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3) \quad (5)$$

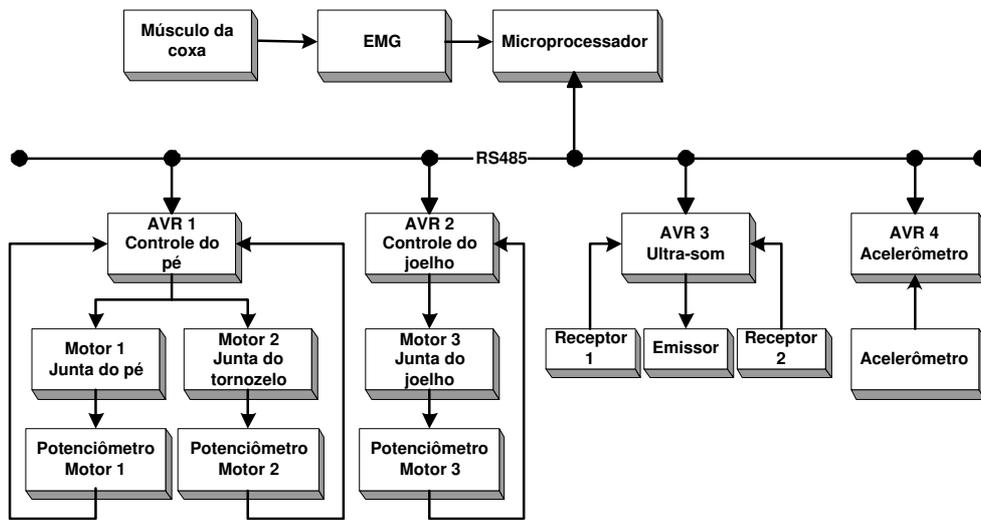


Figura 4: Arquitetura de instrumentação e controle.

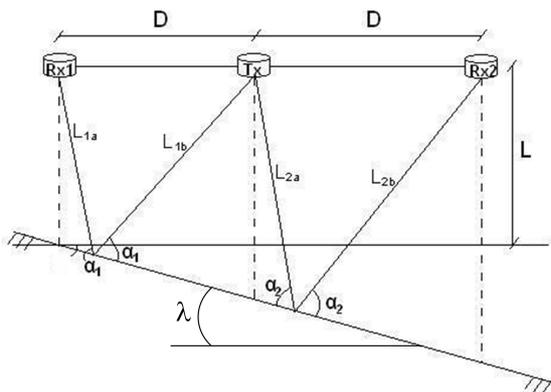


Figura 5: Geometria da medição de atitude do pé.

O modelo de evolução permite obter estimativas $\hat{\lambda}_{k+1|k}$ a partir de $\hat{\lambda}_k$, com k sendo o tempo discreto, usando predição um passo à frente. Com o modelo de medição dado por (3)-(4) as medidas podem ser usadas para corrigir $\hat{\lambda}_{k+1|k}$ e obter uma estimativa de mínima variância $\hat{\lambda}_{k+1}$ sem ter que realizar inversão de funções. Para tanto, um filtro de Kalman estendido deverá ser empregado. Com estimativas de mínima variância o pé poderá ser re-orientado por um controlador preditivo de forma bastante suave, não atrapalhando o movimento do usuário.

3 PROCESSAMENTO DE SINAIS DE EMG

O processamento de sinais de EMG visa obter estimativas para a intenção de atuação que o usuário deseja impor ao ângulo θ_1 . Para tanto, um algoritmo de estimação recursiva dos coeficientes de modelos auto regressivo (AR) e auto regressivo com média móvel (ARMA) foi derivado. Os modelos AR e ARMA são definidos como:

$$y_k = \left(\sum_{i=1}^N a_i \cdot y_{k-i} \right) + \varepsilon_k \quad (6)$$

$$y_k = \left(\sum_{i=1}^N a_i \cdot y_{k-i} + b_i \cdot \varepsilon_{k-i} \right) + \varepsilon(t) \quad (7)$$

em que y_k é o sinal de EMG no tempo discreto k , N é a ordem do modelo e ε_k é o erro de predição. A estimação recursiva dos coeficientes a_i e b_i foi realizada seguindo um critério dos mínimos quadrados com fator de esquecimento. A escolha deste método baseou-se no fato de que as informações de maior importância são aquelas mais próximas à amostra considerada atualmente no ciclo de iteração. Conseguir-se esta discriminação das amostras com o fator de esquecimento. Como o cálculo dos parâmetros é feito recursivamente, espera-se que o esforço computacional seja reduzido. Os parâmetros calculados recursivamente são (Ljung, 1999):

$$\hat{\eta}_k = \hat{\eta}_{k-1} + L_k [y_k - \varphi_k^T \hat{\eta}_{k-1}] \quad (8)$$

$$P_k = \left[P_k - \frac{P_{k-1} \varphi_k \varphi_k^T P_{k-1}}{\lambda_k \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k} \right] \frac{1}{\lambda_k} \quad (9)$$

$$L_k = \frac{P_{k-1} \varphi_k}{\lambda_k \varphi_k^T P_{k-1} \varphi_k} \quad (10)$$

em que $\hat{\eta}_k$ é o vetor de coeficientes estimados para um tempo discreto k ; φ_k é o vetor de regressores e o fator de esquecimento é representado por λ_k .

Os parâmetros estimados no instante k podem ser interpretados como características do sinal de EMG dentro do intervalo de tempo determinado pelo fator de esquecimento. Portanto, uma forma de determinar qual ângulo θ_1 o paciente

está tentando impor à prótese pode ser obtida a partir destas características. Para isto, propõe-se que o vetor $\hat{\eta}_k$ seja usado como entrada para uma rede neural perceptron multicamadas. A rede deverá ser treinada de forma que uma estimativa confiável do ângulo desejado θ_1 seja apresentada em sua saída. Então a saída da rede neural seria usada como entrada de referência para o controlador da junta do joelho.

4 RESULTADOS PRELIMINARES

Nesta seção, são apresentados resultados preliminares a respeito da possibilidade em se usar os sinais de EMG na prótese. Para a averiguação dos resultados, foram criadas, para cada modelo (AR e ARMA), redes com o número de neurônios na camada oculta igual a uma, duas e quatro vezes a ordem do modelo. Desta forma, pode ser verificada a necessidade ou não em se utilizar modelos neurais mais complexos.

No experimento foram adquiridos sobre uma mesma pessoa dois conjuntos de dados de EMG: um para treinamento das redes e outro para validação. Os sinais foram capturados de um sujeito sadio em condições de deslocamento em nível e a uma velocidade constante. Foram obtidos os pares de sinais dos músculos Vasto Lateral e do seu opositor. Juntamente com estes sinais de EMG, foram capturadas medidas do ângulo θ_1 (angulação do joelho) por meio de um eletrogoniômetro. A eletrogoniometria é uma técnica de registro contínuo de movimento articular e de posturas entre os segmentos corporais quantificando os movimentos e posições em valores angulares (Ball and Johnson, 1993).

Notou-se que as redes treinadas a partir dos coeficientes obtidos com os modelos AR e ARMA foram capazes de acompanhar satisfatoriamente as curvas de treino e de validação. Percebeu-se que podem surgir alguns picos que distanciam os valores estimados daqueles de teste, como observado na Figura 6 e na Figura 7. De um ponto de vista prático, estes picos provavelmente não vão causar grandes transtornos, pois a inércia mecânica do sistema filtra esses sinais indesejados.

Apesar dessas situações, foi possível observar o reconhecimento do ângulo do joelho com maior verossimilhança a partir do modelo AR e rede com 12 neurônios na camada oculta, quando observando tanto o resultado do sinal de treino quanto para o sinal de validação. Porém, não se sabe se este comportamento seria generalizado, ou seja, não se pode afirmar com certeza se para qualquer sinal de EMG o reconhecimento seria tão bom quanto para aqueles usados neste trabalho.

5 CONCLUSÕES

Neste artigo foi apresentado o estado atual de desenvolvimento de uma prótese para reabilitação robótica a ser usada por amputados acima do joelho. Foram discutidos aspectos de projeto mecânico, eletrônico e robótico. Modelos

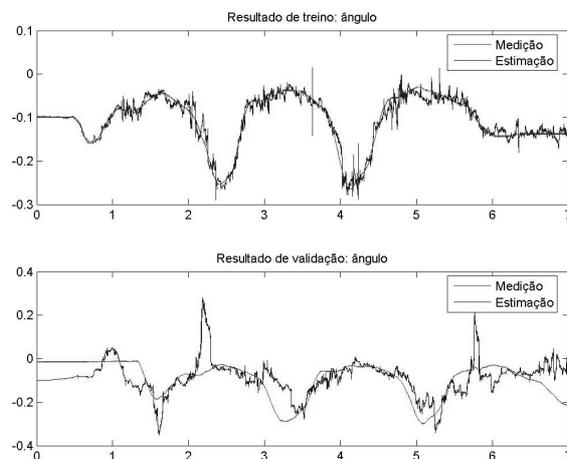


Figura 6: Estimação pelo modelo AR e rede com 6 neurônios na camada oculta.

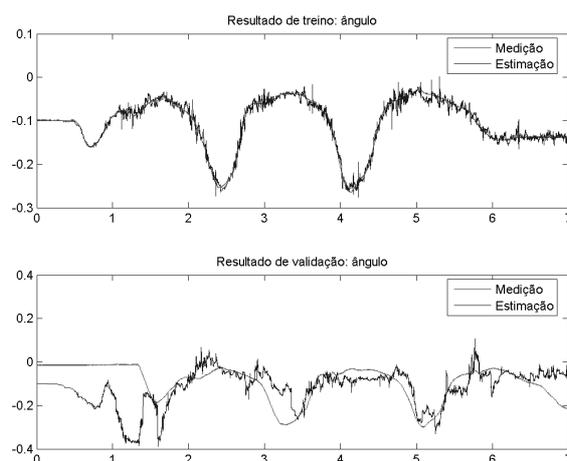


Figura 7: Estimação pelo modelo AR e rede com 12 neurônios na camada oculta.

AR e ARMA obtidos por meio de estimação recursiva são usados na geração de características de sinais de EMG. Redes neurais foram treinadas de forma estimar a intenção do usuário em mover o ângulo do joelho a partir destas características. Resultados satisfatórios foram alcançados na classificação de sinais EMG para determinação da intenção de movimento do usuário. O projeto da prótese é relativamente complexo, envolvendo multifusão de dados, classificação dos sinais de EMG e estimação da atitude do pé com relação ao solo. Como todos estes elementos em uma prótese, os autores acreditam que será permitida ao usuário se locomover em terrenos inclinados e escadas, o que constitui maior independência. O aspecto inovador da solução proposta está na possibilidade de se ter uma prótese que utiliza não somente sinais de EMG mas também modelos preditivos da robótica bípede para a ativação dos eixos do pé. Sinais EMG de su-

perfície extraídos na coxa permitem determinar a intenção de movimento apenas da junta do joelho. O projeto deverá auxiliar na reabilitação de amputados acima do joelho, permitindo a locomoção em terrenos inclinados e escadas.

Na continuação do desenvolvimento são esperadas limitações de peso e de velocidade de locomoção, baseadas nas respostas dos atuadores. A movimentação em escadas apresenta algumas limitações relacionadas ao posicionamento do pé no degrau, em condições onde o contato do pé com o solo for parcial, levando a um grande esforço dos atuadores e conseqüente saturação.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer aos técnicos do Departamento de Engenharia Mecânica da UnB (bloco SG-9) por sua participação na uninação de peças do protótipo mecânico. Renan Utida é apoiado pelo CNPq por meio de uma bolsa de iniciação científica.

REFERÊNCIAS

- Aeyles, B., Van Petegem, W., Sloten, J. V., Van der Perre, G. and Peeraer, L. (1995). An EMG-based finite state approach for a microcomputer-controlled above-knee prosthesis, *Proc. IEEE 17th Annual Conf. Eng. Med. Biol. Soc.* pp. 1315–1316.
- Azevedo, C. (2001). On the interaction between human and biped robot walking, *International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR)*, Karlsruhe, Germany. Available at <http://www.lirmm.fr/azevedo/publis.html>.
- Ball, P. and Johnson, G. (1993). Reliability of hindfoot goniometry when using a flexible electrogoniometer, *Clinical Biomechanics* **8**: 13–19.
- Bankman, I. N. and Jansenlewitz, S. J. (1995). Neural waveform detector for prosthesis control, *Proceedings of the IEEE 17th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Society* pp. 963–964.
- Basmajian, J. V. and de Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5 edn, Williams & Wilkins.
- Blaya, J. A. and Herr, H. (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **12**(1): 24–31.
- Carpaneto, J., Micera, S., Zaccone, F., Vecchi, F. and Dario, P. (2003). A sensorized thumb for force close-loop control of hand neuroprostheses, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **11**(4): 346–353.
- Dietl, H. and Bargehr, H. (1997). Der einsatz von elektronik bei prothesen zur versorgung der unteren extremitat (The application of electronics in prosthetics for lower extremities), *Med. Orthop. Tech.* **117**: 31–35.
- Gruver, W. A. (1994). Intelligent robotics in manufacturing, service, and rehabilitation: An overview, *IEEE Transactions on Industrial Electronics* **41**(1): 4–11.
- Harwin, W. S., Rahman, T. and Foulds, R. A. (1995). A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* **3**(1): 3–13.
- Kastner, J., Nimmervoll, R. and Wagner, I. P. (1999). Was kann das C-leg? - Ganganalytischer vergleich von C-leg, 3R45 and 3R80 (What are the benefits of the Otto Bock C-leg? A comparative gait analysis of C-leg, 3R45 and 3R80), *Med. Orthop. Tech.* **119**: 131–137.
- Ljung, L. (1999). *System Identification - Theory for the User*, Prentice-Hall.
- Merletti, R. and Parker, P. (2004). *Electromyography - Physiology, Engineering and Applications*, WILEY and SONS - IEEE Press Series on Biomedical Engineering.
- Minor, A., González, C. A. and Leija, L. (1997). Low frequency envelopes analysis approach to regulate EMG A/K prosthesis, *Proc. IEEE 19th Annual Conf. Eng. Med. Biol. Soc.* **3**: 1278–1281.
- Prior, S. D. and Warner, P. R. (1990). A review of world rehabilitation robotic research, *I.E.E. Colloquium on High-Tech Help for the Handicapped*, pp. 1/1–1/3.
- Schilling, R. J. (1990). *Fundamentals of Robotics - Analysis and Control*, Prentics Hall.
- Zhang, X., Yang, Y., Xu, X. and Zhang, M. (2002). Wavelet based neuro-fuzzy classification for emg control, *Proc. IEEE 2002 Int. Conf. Communications, Circuits and Systems and West Sino Exposition* **2**: 1087–1089.