

CONTROLE ADAPTATIVO DE UM ROBÔ PARA A REABILITAÇÃO DO TORNOZELO

Juan C. Pérez-Ibarra, EESC – USP, jcperezibarra@sc.usp.br

Adriano A. G. Siqueira, EESC – USP, siqueira@sc.usp.br

Wiliam M. dos Santos, EESC – USP, wilianmds@sc.usp.br

Resumo. O uso de robôs é uma solução tecnológica real para otimizar a recuperação das funções motoras de uma pessoa após uma doença ou lesão, desde que a utilização de tal sistema robótico seja parte de um processo de reabilitação integral dirigido e programado por um terapeuta e, desde que a estratégia utilizada com o robô promova a participação do paciente durante a terapia. Consequentemente, este trabalho desenvolve uma estratégia adaptativa que modifica a quantidade de assistência oferecida pelo robô usado na terapia conforme a participação estimada do paciente na execução dos movimentos requeridos. O método é formulado de tal forma que o dispositivo assiste ao paciente somente quando e quanto for necessário. Além disso, a quantidade de assistência dada pelo robô também é adaptada conforme o desempenho do paciente ao longo da sessão. Com o fim de avaliar os algoritmos desenvolvidos, estes foram implementados no Anklebot (um robô de reabilitação de movimentos de tornozelo) e avaliadas por três pacientes pós-AVC para movimentos de flexão dorsal/plantar e de inversão/eversão. O protocolo experimental utiliza jogos computacionais para guiar o paciente durante a sequência de movimentos. Os resultados obtidos indicam que a estimativa da rigidez é uma metodologia válida para determinar a quantidade de assistência. Finalmente, os resultados confirmam que o aumento do desempenho do paciente gera uma diminuição da assistência robótica, e vice-versa.

Palavras chave: Reabilitação Robótica, Controle de Impedância, Tornozelo.

1. INTRODUÇÃO

O uso de dispositivos robóticos para a otimização e automação das medidas terapêuticas oferecem um leque de vantagens para o profissional em reabilitação, para a pessoa com deficiência, e para o processo em si. Nos últimos vinte anos têm-se desenvolvido e avaliado centenas de dispositivos robóticos para reabilitação de diversas funções motoras. Diferentes estudos clínicos têm mostrado que o uso desses dispositivos dentro de terapias de recuperação teria impactos potencialmente superiores aos obtidos somente com a terapia física convencional.

Uma abordagem promissora em termos de recuperação funcional é a utilização dos robôs para dar ao paciente somente a assistência necessária para executar os movimentos durante a terapia física (assistir-quando-necessário), modificando a quantidade de assistência conforme com o desempenho em tempo real do usuário e reduzindo tal quantidade de acordo com os progressos na recuperação. Na aplicação destas estratégias adaptativas, faz-se necessário estimar a participação do paciente ao realizar as atividades propostas durante a terapia.

Considerando a necessidade de se propor estratégias adaptativas de assistência robótica, o objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento, implementação e avaliação de um conjunto de técnicas para determinar os parâmetros do controlador de impedância variável para um robô de reabilitação de movimentos de tornozelo, com o fim de ajustar o nível de assistência do robô conforme com a participação e o desempenho do paciente.

2. DESCRIÇÃO DO SISTEMA

2.1 O Anklebot

O Anklebot é um robô para a reabilitação do tornozelo que permite a realização de movimentos nos três graus de liberdade do pé com respeito à perna durante a marcha ou enquanto se permanece sentado, (Roy et al., 2009). O robô atua mediante dois atuadores lineares montados paralelos à perna sobre os movimentos de flexão dorsal/plantar (quando os atuadores se movimentam no mesmo sentido), e inversão/eversão (se os atuadores se movimentam em sentidos contrários).

O AnkleBot utiliza um controlador de impedância (Hogan, 1985) tipo proporcional-derivativo (PD) com posição de referência programável, e ganhos proporcional (rigidez) e derivativo (amortecimento) também programáveis.

O Anklebot inclui um ambiente de trabalho interativo que associa os movimentos do dispositivo com eventos num jogo computacional. Foram desenvolvidos dois jogos que visualmente evocam e guiam ao paciente na realização dos movimentos de flexão dorsal/plantar e de inversão/eversão. Em síntese, estes jogos consistem em atingir uma sequência de alvos que aparecem alternadamente em dois níveis diferentes da tela (verticais para DP e horizontais para IE). Foi incluída nos jogos uma quantidade constante de força em direção contrária ao movimento desejado para o paciente. O objetivo deste componente é o treinamento de força nos diferentes movimentos do pé, simulando as diferentes forças exercidas sobre o pé durante as fases do caminhar.



Figura 1: Anklebot.

3. MÉTODOS

3.1. Controle de Impedância Adaptativa

Este controlador foi modificado tal que os seus parâmetros sejam calculados em tempo real a partir da estimativa da rigidez do paciente (baseada no erro de posição) segundo os algoritmos apresentados nas seções seguintes, Figura 2.

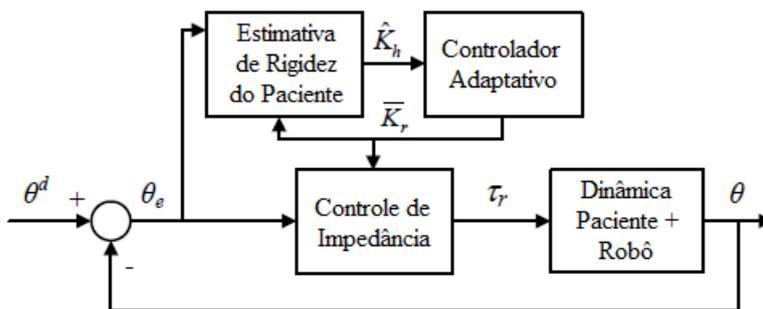


Figura 2. Controle de Impedância Adaptativo

3.2. Estimativa da Impedância do Usuário

É formulado um modelo dinâmico para o sistema humano-robô para cada grau de liberdade:

$$\tau_r + \tau_h + \tau_e = M(\theta) \ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + V\dot{\theta} + G(\theta) \quad (1)$$

sendo θ a posição angular, M , H , V e G determinam os componentes da dinâmica do sistema, τ_r é o torque gerado pelo controle de impedância do robô, τ_h é o torque gerado pelo paciente e τ_e é o torque constante externo simulado pelo atuadores do robô como parte dos jogos.

Assumindo que o tornozelo comporta-se como um controle de impedância (Lee, 2013), e dado que o Anklebot é controlado mediante um controle de impedância, o torque exercido pelo robô e pelo paciente é dado por:

$$\tau_h = -B_h \dot{\theta} + K_r \theta_e \quad (2)$$

$$\tau_r = -B_r \dot{\theta} + K_r \theta_e \quad (3)$$

sendo K_r e B_r a rigidez e o amortecimento do controlador de impedância do robô. K_h , B_h e M_h , a rigidez e o amortecimento do paciente. $\theta_e = \theta_d - \theta$ é o erro de posição, θ_d é a posição angular desejada e $\dot{\theta}$ é a velocidade angular do sistema.

Substituindo as Eq. (2) e Eq. (3) na Eq. (1), assumindo o comportamento do sistema em regime permanente ($\dot{\theta} \approx 0$ e $\ddot{\theta} \approx 0$), e desprezando os efeitos gravitacionais, a rigidez do paciente entorno à posição desejada pode ser estimada como:

$$\hat{K}_h = \frac{-\tau_e}{\theta_e} - K_r \quad (4)$$

3.3. Cálculo da Impedância do Robô

Foram desenvolvidas duas estratégias para determinar o valor da rigidez do robô conforme com a estimativa realizada:

Rigidez Complementar:

A primeira estratégia consiste em encontrar o valor K^{adm} para a rigidez combinada $K_h + K_r$ que é suficiente para que o movimento alcance um valor aceitável de erro θ_e^{adm} , tal que:

$$K^{adm} = \frac{\tau_p}{\theta_e^{adm}} \quad (5)$$

De modo que a rigidez do robô é calculada como a valor necessário para alcançar a rigidez admissível a partir de K_h :

$$K_r^c = K^{adm} - \hat{K}_h, \quad (6)$$

Rigidez Ótima:

A segunda estratégia consiste na minimização duma função que pondera o erro de posição e o torque de assistência.

$$J = \theta_e^2 + \beta \tau_r^2, \text{ para } \beta > 0. \quad (7)$$

Expressando J em função das rigidezes do robô e do paciente, derivando J em função da rigidez do robô K_r , igualando este resultado a 0 e resolvendo para K_r , a rigidez ótima do robô está dada por:

$$K_r = \frac{I}{\beta \hat{K}_h}. \quad (9)$$

3.4 Adaptação Baseada no Desempenho

A fim de promover a participação do paciente, é definido um fator α que limita a rigidez efetiva do robô \bar{K}_r :

$$\bar{K}_r = \alpha K_r, \quad (11)$$

sendo que $0 < \alpha < 1$ o fator de assistência. O fator α se atualiza para cada seção do jogo mediante a lei de adaptação:

$$\alpha_{k+1} = f\alpha_k + g(1-P) \quad (12)$$

sendo k um índice temporal, f e g fatores de esquecimento e de ganho, respectivamente, e P uma medida do desempenho.

4. RESULTADOS

A metodologia proposta foi avaliada por três ($n = 3$) pacientes crônicos de AVC. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (No. 26054813.1.0000.5504) e foi conduzido nas suas instalações. O protocolo experimental consiste em duas sessões com avaliação dos dois métodos (complementar e ótimo), para os dois eixos de movimentos considerados (DP e IE) com o paciente realizando 100 movimentos durante cada avaliação.

Com relação às características do jogo, o torque externo é estabelecido como ± 3 N.m em DP e ± 1.5 N.m em IE, representando aproximadamente 20 N e 10 N de força para o ante pé, este valor varia gradualmente do positivo ao negativo (e vice-versa) após o paciente alcança a posição desejada ou quando terminar o tempo disponível (3 s cada alvo em DP e 5 s em IE). As posições angulares desejadas (θ_d) foram definidas como $\pm 7^\circ$. θ_e^{adm} é definido como o 20% de θ_d .

O fator de assistência inicia com $\alpha = 0.5$ e atualiza seu valor a cada subseção de 10 movimentos. Foram usados os seguintes valores: $f = 0:95$, $g = 0:1$, $Br = 5$ N.m.s/rad e $\beta = 0:0005$.

4.1. Comportamento típico de K_h e K_r

Considere-se que a rigidez estimada do paciente e por consequência a rigidez calculada do robô são funções da posição do sistema, de modo que quanto maior o erro de posição, menor será a rigidez estimada para paciente e robô em conjunto. Dado que ao início do movimento o erro é máximo, a rigidez do sistema paciente-robô é considerada como baixa. Se o paciente não inicia o movimento antes do período de estimativa, K_r inicia com o máximo valor que permita α .

Uma vez o paciente inicia sua participação (aumenta \hat{K}_h), a participação do robô diminui (diminui K_r). A Figura 3 apresenta um comparativo da resposta típica da rigidez calculada do robô para os métodos complementar e ótimo. É importante ressaltar que a taxa de diminuição da solução complementar é menor que a taxa da solução ótima.

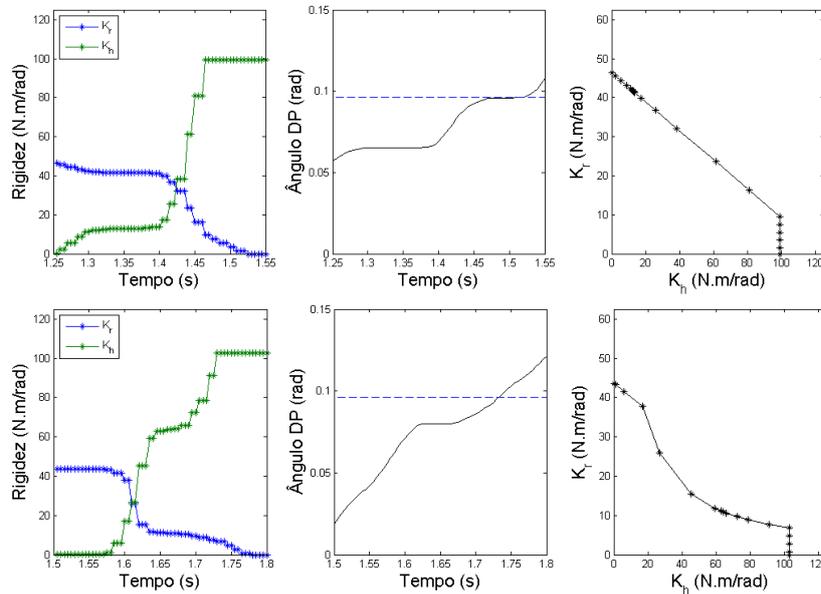


Figura 3. Comportamento típico para \hat{K}_h e K_r durante os movimentos.

(Esq.) \hat{K}_h (verde) e K_r (azul), (Med.) θ do tornozelo e (Dir.) K_r em função de \hat{K}_h , para: (Sup.) Complementar e (Inf.) Ótimo.

4.2. Comparação entre Métodos de Assistência

A Tabela 1 apresenta os valores médios para T_i (tempo requerido para iniciar o movimento), T_r (tempo requerido entre T_i e o instante de atingir o alvo), ω_m (velocidade média) e ω_p (velocidade pico) obtidos nas diferentes avaliações dos métodos complementar e ótimo, tanto para movimentos DP como para movimentos IE.

Tabela 1: Valores médios dos parâmetros T_i , T_r , ω_m e ω_p .

	T_i (s)		T_r (s)		ω (rad/s)		ω (rad/s)	
	DP	IE	DP	IE	DP	IE	DP	IE
Complementar	0.325	0.091	1.140	1.210	0.292	0.207	1.081	1.011
Ótimo	0.300	0.082	1.030	1.090	0.336	0.235	1.211	1.016

Um importante resultado das avaliações indica que os tempos médios para T_i e T_r , são significativamente menores (10%) quando o paciente é assistido pela estratégia ótima, tanto para DP como para IE. Adicionalmente, foi encontrado que a velocidade média do movimento é significativamente maior (perto do 15%) nas avaliações quando o paciente é assistido pela estratégia ótima, tanto para DP como para IE (Tabela 1).

Uma possível explicação dos resultados pode ser encontrada na diferença do comportamento dos algoritmos para cada método. Para o caso ótimo, o robô diminui a assistência mais cedo conforme o paciente aumenta sua participação. Assim, o paciente sente-se obrigado a incrementar sua rigidez também mais cedo, e com mais força, completando a tarefa em um tempo menor e gerando maiores velocidades.

4.3. Resposta do Algoritmo Adaptativo de Assistência

Com relação ao processo de adaptação baseado no desempenho, a Figura 4 apresenta os valores de α e P obtidos nas diferentes avaliações dos jogos para DP e IE. O resultado mais importante que pode-se observar é que o desempenho do paciente é mantido alto durante as subseções do jogo levando o robô a diminuir o nível da assistência (determinado pela diminuição de α). Em algumas avaliações de movimentos IE, Figura 4(b), foi observado o aumento do α , pois o desempenho do paciente não foi tão bom, no entanto, este resultado está conforme a formulação da estratégia.

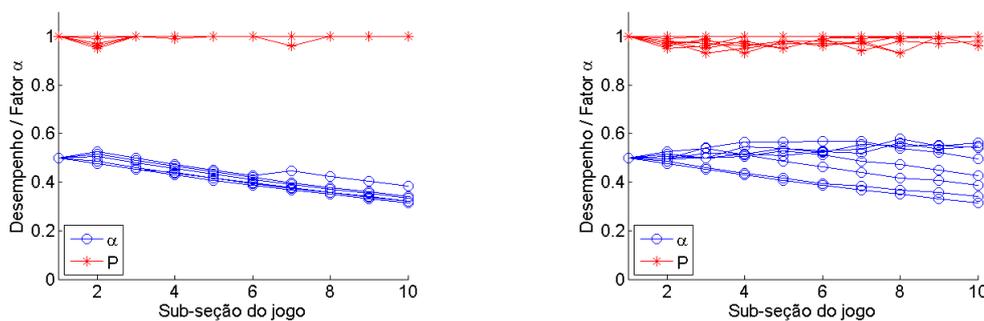


Figura 4: Adaptação baseada no desempenho, α e P. (Esq) DP, (Dir) IE

5. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi proposto um método denominado Impedância Adaptativa com três componentes principais: 1) estimativa online da rigidez apresentada pelo paciente durante os movimentos; 2) cálculo da rigidez do robô conforme com a rigidez estimada do paciente, para isso, foram propostas duas estratégias (complementar e ótimo); e 3) inclusão de um parâmetro adaptativo que determina a quantidade de assistência conforme o desempenho do paciente.

Os resultados da comparação entre as duas estratégias para o cálculo da rigidez do robô sugerem que os melhores resultados podem ser alcançados se a quantidade de assistência dada pelo robô for adaptada conforme a participação do paciente, modificando adequadamente tal quantidade ao longo das diferentes fases do movimento. Finalmente, o processo de adaptação permitiu aumentar gradualmente a participação do paciente, mediante a diminuição da assistência robótica conforme o paciente mantinha seu desempenho alto.

6. REFERÊNCIAS

- Emken, J.L., Bobrow, J.E., & Reinkensmeyer, D.J. 2005. "Robotic movement training as an optimization problem: designing a controller that assists only as needed." 9th ICORR 2005. pp. 307-312.
- Hogan, N. 1985. "Impedance control: an approach to manipulation". Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, 107 (Parts 1-3)(1), pp. 1-24.
- Lee, Hyunglae. 2013. "Quantitative characterization of multi-variable human ankle mechanical impedance". Ph.D. thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- Perez, J., dos Santos, W., Siqueira, A., Krebs, H. 2014. "Adaptive impedance control for robot-aided rehabilitation of ankle movements". 5th BioRob 2014. pp. 664-669
- Roy, A., Krebs, H.I., Williams, D.J., Bever, C.T., Forrester, L.W., Macko, R.M., & Hogan, N. 2009. "Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation". Robotics, IEEE Transactions on, 25(3), pp. 569-582.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos nossos voluntários e à Marcela S. Couto (MSc), fisioterapeuta da UFSCar. A Pro-Reitoria de Pesquisa da USP, o CNPq e a FAPESP financiaram este trabalho mediante bolsas 132221/2013-6 e 2011/04074-3.

8. ABSTRACT

Use of robots is a real technical solution to optimize the recovery of motor functions after a person's neurological disorders, since this use is inside an integral rehabilitation process aimed and scheduled by a therapist and since the strategy used by the robot promotes participation of the patient during the therapy. Hence, this paper develops an adaptive strategy that modifies the amount of robotic assistance according to the estimated participation of the patient in the execution of the movements. With this method, the robot assist to the patient only as much as needed. Furthermore, the amount of robotic assistance is also adapted according to the performance of the patient during the therapy. We implemented the algorithms in the Anklebot (a robot for rehabilitation of the ankle) and evaluated these by three post-stroke patients for dorsi-plantarflexion and inversion/eversion movements. Experimental protocol uses computer games to guide the patient during the evaluations. Results indicate that the stiffness estimation process is a valid method to determine the amount of assistance. Finally, results confirms that increasing the participation and performance by the patient generates a decrease in robotic assistance, and vice versa.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.