

ESTUDO DO CONTROLE DE IMPEDÂNCIA PARA O DISPOSITIVO DE REABILITAÇÃO DO PUNHO HUMANO

Lorena Souza Furtado Brito, Universidade Federal de Uberlândia, lorenasfbrito@gmail.com
Murilo Mendonça Venâncio, Universidade Federal de Uberlândia, murilomend@yahoo.com.br
Rogério Sales Gonçalves, Universidade Federal de Uberlândia, rsgoncalves@ufu.br

Resumo. Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um dispositivo para a reabilitação do punho humano, projetado com o intuito de auxiliar os profissionais da saúde nessa área de reabilitação. Esse mecanismo deve permitir a realização dos principais movimentos de reabilitação do punho em função da sua cinesiologia. É apresentado e descrito o funcionamento da estrutura e o sistema de controle implementado, abordando com mais enfoque o controle de impedância que vem sendo testado para ser utilizado no dispositivo. São apresentados os primeiros testes realizados com o mecanismo, bem como os resultados obtidos.

Palavras chave: Reabilitação. Punho humano. Dispositivo. Controle de Impedância.

1. INTRODUÇÃO

Uma das aplicações da robótica na medicina é no desenvolvimento de dispositivos para auxiliar na reabilitação da mão humana. Os dispositivos de reabilitação para membros superiores tiveram um grande avanço nos últimos anos, mas o desenvolvimento de dispositivos para que reproduza fielmente os movimentos da mão humana ainda é uma tarefa complexa (Silva, 2011).

O objetivo da reabilitação da mão é maximizar a função residual de um paciente que foi submetido a uma cirurgia ou teve uma lesão ou doença na mão ou no membro superior.

Os exercícios de resistência manual para reabilitação são importantes no fortalecimento inicial. Aumentos graduais no número de repetições do exercício aumentam a resistência à fadiga; do mesmo modo, aumentos lentos na resistência podem aumentar a força. O paciente pode voltar a realizar atividades da vida diária ou atividades funcionais especiais, ampliando aos poucos o tempo gasto nelas. Contudo, a atividade ou o exercício não devem causar dor, desconforto muscular incomum ou sinais de uso excessivo (Delisa & Gans, 2000). Assim, um equipamento robótico para reabilitação pode auxiliar na melhoria do aumento de resistência, amplitude de movimentação e auxiliar os profissionais da saúde.

Este trabalho tem como motivação a utilização de um dispositivo robótico para reabilitação do punho humano para pessoas que tiveram uma lesão no mesmo. Deve-se destacar que o dispositivo proposto para reabilitação do punho humano irá auxiliar nos trabalhos dos profissionais da saúde e não substituí-los.

O punho humano é uma articulação com dois graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. Ele é capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução e flexão-extensão (Kapandji, 2007). O equipamento deve permitir a realização desses movimentos para reabilitação do punho implementado em conjunto com um controle de impedância. Para atingir o objetivo deste trabalho serão apresentados a cinesiologia do punho humano, dispositivo proposto, controle de impedância aplicado ao dispositivo e os resultados experimentais.

2. PUNHO HUMANO E SEUS MOVIMENTOS DE REABILITAÇÃO

O punho é uma articulação com dois graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. Ele é capaz de desenvolver movimentos de flexão-extensão e abdução-adução, Figs (1) e (2). A rotação da mão não ocorre especificamente no punho, mas sim nas articulações rádio-ulnares que pertencem ao cotovelo e ao antebraço fornecendo um terceiro grau de liberdade ao punho, correspondente a pronação e supinação, Fig. (3). Desta forma o punho pode ser comparado a uma articulação esférica com três graus de liberdade para rotação, restringidos mecanicamente pelas amplitudes dos movimentos associados ao punho. O punho é a articulação que geralmente trabalha em conjunto com as ações do elemento ativo do membro superior, a mão. Basicamente, sua movimentação ocorre em função dos movimentos da mão para adequar a ação desejada.

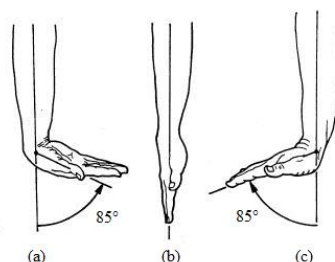


Figura 1. (a) Flexão a 85°, (b) Posição anatômica a 0°, (c) Extensão a 85° (Kapandji, 2000).

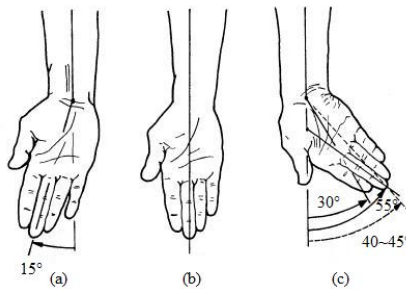


Figura 2. (a) Abdução ou desvio radial a 15°, (b) Posição anatômica a 0°, (c) Adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45° (Kapandji, 2000).

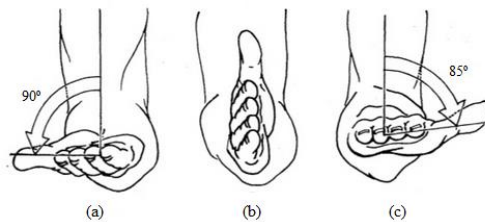


Figura 3. (a) Supinação a 90°, (b) Posição intermediária, (c) Pronação a 85° (Kapandji, 2000).

Para a reabilitação do punho, alguns protocolos são seguidos para orientar quais movimentos devem ser executados. As imagens da Fig. (4) exemplificam os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução do punho, geralmente utilizados para sua reabilitação. Esses movimentos são utilizados como referência no projeto do dispositivo proposto.



Figura 4. (a) Flexão, (b) Extensão, (c) Adução e (d) Abdução do punho (Krischak, 2009).

3. DISPOSITIVO E FUNCIONAMENTO

Com base no estudo dos movimentos do punho, foi desenvolvido um dispositivo para ser utilizado na reabilitação do punho. O módulo consiste em um servomotor conectado à uma base para apoio da mão (como mostra a Fig. 5).

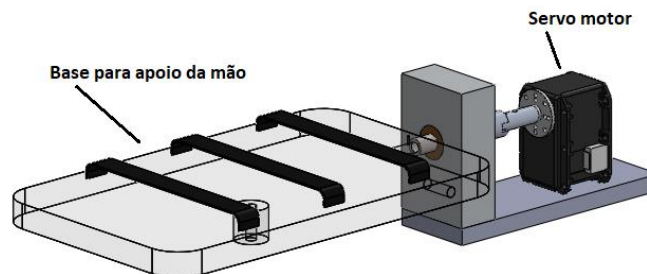


Figura 5. Dispositivo para reabilitação do punho.

O objetivo do dispositivo é auxiliar os profissionais da saúde nos exercícios de reabilitação do punho humano e não substituí-los. Esta estrutura executará os principais movimentos necessários para a reabilitação por meio de um sistema de controle que usa o software Matlab[®]. Neste, o profissional da saúde irá acoplar a mão do paciente e ensinar o movimento a estrutura. Para cada paciente, de acordo com o grau da lesão, os movimentos a serem desempenhados podem ser diferentes. Assim, é enviado ao programa as posições do motor, cujos dados são armazenados para serem posteriormente repetidos pelo controle da estrutura.

O módulo pode operar em três modalidades:

- **Modo de ensino:** O operador movimenta manualmente a base de apoio enquanto as posições são armazenadas para posteriormente serem repetidas.
- **Modo de movimento assistido:** Neste modo, o paciente tem a mão em reabilitação devidamente presa à base de apoio e o dispositivo irá executar um movimento previamente gravado no modo de ensino.
- **Modo seguidor:** Funciona tal qual o modo de ensino permitindo livre movimentação, mas não armazena posições.

Para obter a configuração adequada a cada movimento, altera-se apenas a posição de fixação da base de apoio, como mostra a Fig. (6). Isso permite que o módulo realize todos os movimentos descritos anteriormente.

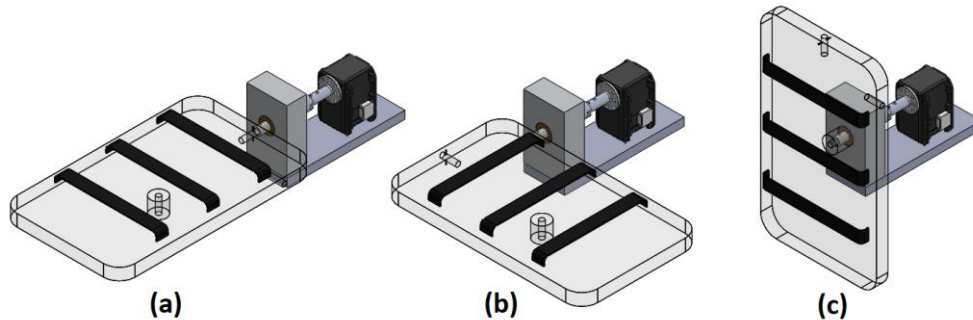


Figura 6. Configuração do módulo para realizar movimentos de (a) flexão e extensão; (b) adução e abdução; (c) supinação e pronação.

4. CONTROLE DE IMPEDÂNCIA

A natureza da tarefa executada pelo módulo exige que o controle tenha flexibilidade, uma vez que a mão do paciente estará fixada ao elemento terminal. O controle rígido da trajetória poderia, em certos casos, provocar desconforto, dor ou até mesmo danos ao paciente. Portanto, em cascata com um controlador de posição convencional PI (Proporcional-Integrativo), adota-se um controlador de impedância que permite ao usuário se desviar da trajetória imposta obedecendo a uma determinada relação dinâmica.

Sistemas físicos podem portar-se de duas formas diferentes dependendo de como ocorre sua interação mecânica. A primeira caracteriza-se quando o sistema admite entradas de fluxo (movimento) e fornece saídas de esforço (força), conhecida como impedância. Quando ocorre o contrário, dá-se o nome admitância (Hogan, 1984). É primordial realizar este tipo de análise para compreender o modelo de comportamento mecânico do movimento humano e sua relação com dispositivos externos.

Com base na compreensão deste princípio, Hogan (1985a) apresentou um novo paradigma para o controle de manipuladores robóticos que atuam de forma diferente, pois no lugar de controlar posição ou a força de forma independente, é estabelecida uma associação dinâmica entre a força exercida pelo atuador do dispositivo e sua posição. A esta formulação deu-se o nome de Controle de Impedância, a qual é amplamente utilizada para aplicações industriais mas que vem ganhando cada vez mais espaço na área de robótica de reabilitação em virtude da sua capacidade de manter a força de interação entre o mecanismo e o paciente dentro de limites seguros que viabilizam a execução de exercícios de reabilitação (Ibarra, 2014).

Geralmente é utilizada uma relação dinâmica linear de segunda ordem tal qual um sistema massa-amortecedor-mola. Tal dinâmica é dada pela Eq. (1) (Lopes, 1999).

$$M_d(\ddot{x} - \ddot{x}_d) + B_d(\dot{x} - \dot{x}_d) + K_d(x - x_d) = -f_e \quad (1)$$

Nessa equação, M_d , B_d e K_d são constantes especificadas pelo utilizador e representando, respectivamente, as matrizes de inércia, amortecimento e rigidez desejadas. Os vetores x e x_d representam, respectivamente, a posição efetiva e a posição desejada do elemento terminal e f_e representa a força que o ambiente exerce. No caso de um sistema rotativo, podem ser configurados o momento polar de inércia (J_d), o amortecimento viscoso (B_d) e a rigidez torcional (K_d). A relação dinâmica entre essas variáveis pode ser expressa pela Eq. (2) (Almeida et al., 1999).

$$J_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -T_e \quad (2)$$

Na Eq. (2), θ , $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$ são respectivamente a posição, velocidade e aceleração angulares atuais do sistema, θ_d , $\dot{\theta}_d$ e $\ddot{\theta}_d$ são a posição, velocidade e aceleração angulares desejadas e T_e é o torque externo aplicado pelo paciente ao sistema.

Isolando $\ddot{\theta}$ na Eq. (2), tem-se a aceleração que o sistema deve desenvolver para apresentar o comportamento desejado. Portanto, o *setpoint* do controlador, $\ddot{\theta}_r$, é definido como sendo a própria aceleração $\ddot{\theta}$, conforme descrito na Eq. (3).

$$\ddot{\theta}_r = \ddot{\theta}_d - J_d^{-1} \cdot [B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) + T_e] \quad (3)$$

A aceleração angular $\ddot{\theta}_r$, por sua vez, é integrada duas vezes em relação ao tempo. Dessa forma, tem-se a posição angular que o controlador de posição deve seguir.

5. DESENVOLVIMENTO

O motor utilizado para a realização do movimento rotativo do dispositivo é do tipo servo motor digital do modelo MX-106 da fabricante Dynamixel (Robotis e-Manual – Dynamixel, 2017). Este servo permite o envio de comandos de posição e velocidade, e este faz o uso de um controle PID (Proporcional-Integral-Derivativo) interno. Além do envio de posições, ele permite a leitura das posições desejadas quando o seu eixo se move livremente. Desta forma é possível obter os valores de posições necessárias, salvá-las e reproduzi-las posteriormente. As constantes de controle PID internas são configuráveis, e isso permite que, através da escolha apropriada das constantes de ganho proporcional e derivativo, o servomotor forneça um torque adequado para o paciente que executará o movimento de reabilitação.

Para fins de testes experimentais, a mão do paciente será simulada por outro servomotor, do modelo MX-64 da fabricante Dynamixel, que estará acoplado ao eixo do aparelho e provocará um torque configurável em um dos sentidos do movimento, podendo tanto resistir ao movimento de reabilitação, quanto favorecê-lo. Portanto, este segundo motor permite simular condições de variação de resistência ao movimento da mão do paciente, sendo possível avaliar se o mecanismo consegue realizar a reabilitação de forma inteligente, somente auxiliando quando necessário e permitindo ao usuário desviar-se do movimento programado.

A Fig. (7) mostra o dispositivo proposto, e a Fig. (8) mostra o dispositivo montado junto com o motor de geração de torque (simulando o movimento da mão humana).

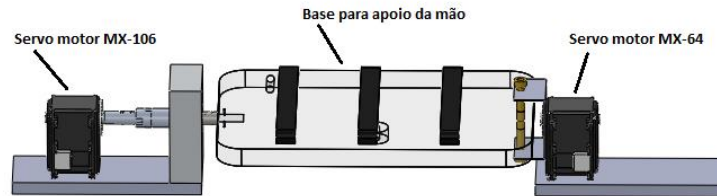


Figura 7. Dispositivo proposto com servo motor de geração de torque.

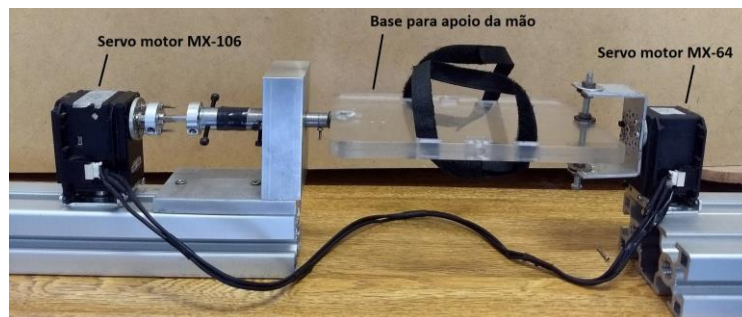


Figura 8. Montagem do dispositivo.

O movimento de reabilitação foi padronizado pela função seno de período de 0.5 Hz e amplitude de 40 graus máxima para o giro do motor. Essa padronização foi feita para comparação do efeito das diferentes configurações de impedância escolhidos para o sistema, porém, o software desenvolvido permite a configuração de qualquer tipo de movimento desejado pelo usuário.

Os valores de rigidez e amortecimento do sistema, ou seja, seu ganho proporcional (K_p) e derivativo (K_d) respectivamente, são valores inseridos diretamente nos registradores de configuração do controlador PID interno, e variam de 0 a 254 de acordo o fabricante (Robotis e-Manual – Dynamixel, 2017), ou seja, tratam-se de ganhos adimensionais e sem uma correspondência direta com alguma unidade física, ou escala. O valor original de fábrica para os motores é de K_p igual a 32 e os demais ganhos nulos.

O torque configurado para o motor que simula o efeito da mão do paciente pode ser configurado através do valor desejado de corrente que se deseja manter no servo motor, e esse valor de corrente tem uma correspondência direta com

o torque imposto no eixo do motor conforme a fabricante. Portanto, o torque também é configurável e será usado para a análise do sistema.

O torque realizado pela estrutura de reabilitação, assim como a posição no seu eixo foram obtidos através das próprias informações do motor de leitura de corrente e do encoder. O valor de corrente, segundo o fabricante, não representa uma informação muito confiável de torque efetivo no eixo do motor, porém, ele é proporcional ao torque máximo que o motor consegue fornecer. No entanto, esse valor de corrente foi, de toda forma, convertido para a escala de torque para fins de comparação do efeito da impedância em diferentes configurações.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram realizados três testes com diferentes configurações de impedância conforme a Tab. (1), e os resultados podem ser visualizados na Fig. (9).

Tabela 1. Parâmetros de rigidez e torque utilizados nos testes.

Teste	Rigidez K_p	Torque (Nm)
1	12	-0.4
2	20	-0.4
3	32	-0.4

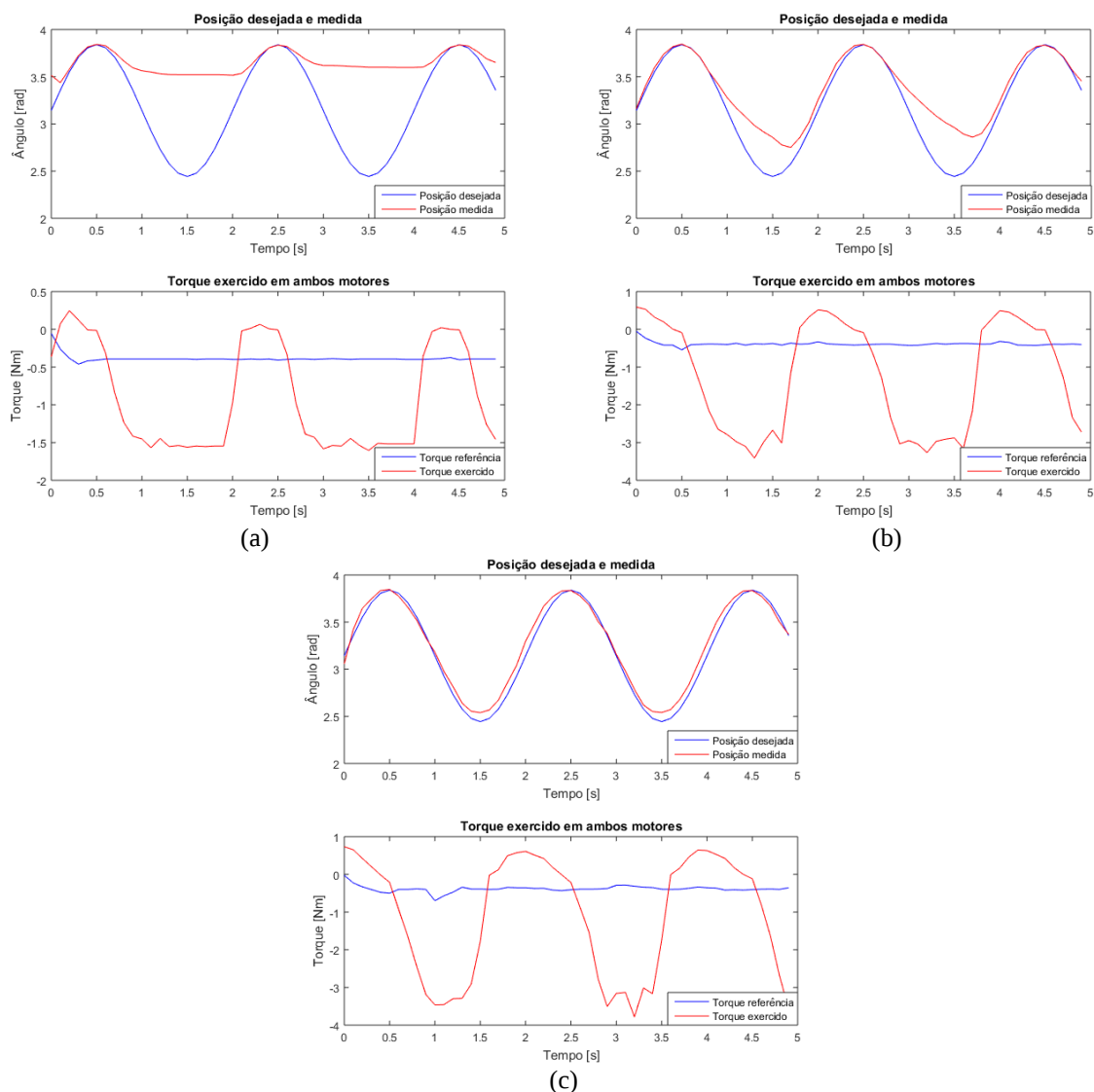


Figura 9. Gráficos obtidos com os diferentes parâmetro de rigidez.

(a) Teste 1: $K_p=12$, (b) Teste 2: $K_p=20$ e (c) Teste 3: $K_p=32$.

O valor de amortecimento (K_d) foi mantido como nulo em todos os testes pois não foram observadas mudanças significativas no comportamento tanto da trajetória quanto do torque para os mesmos valores de rigidez (K_p). O torque de referência foi mantido constante para facilitar a comparação entre os testes.

Observa-se na Fig. (9) que o acompanhamento da trajetória apresenta uma melhor precisão em uma fase do seno do que do outro, e essa assimetria se deve ao fato de que o torque de referência imposto age apenas em uma das direções.

A Fig. (9a), mostra um nítido desvio ao acompanhar a trajetória desejada, porém, o torque médio exercido pelo mecanismo é consideravelmente o menor dentre os testes, e isso é uma característica positiva, uma vez que deseja-se ao longo dos movimentos de reabilitação, que o dispositivo não ofereça resistência quando o paciente apresentar alguma dificuldade de movimentação do punho.

É possível observar na Fig. (9b) que a trajetória não seguiu as posições desejadas com tanta fidelidade quanto para o teste 3, Fig. (9c), e isso mostra que uma maior rigidez é capaz de gerar uma melhor acurácia do movimento proposto. Porém, essa vantagem vem acompanhada com um torque médio maior ao longo do movimento. Portanto, nota-se que é necessário um equilíbrio entre precisão ao seguir a trajetória e o torque exercido pelo mecanismo, e isso poderia implicar na escolha de rigidez variável durante a execução do movimento. Além disso, pode ser necessária a forma como a trajetória é gerada no tempo, para que quando, por exemplo, o paciente deseja parar o dispositivo com a mão, o movimento de reabilitação também seja interrompido e retorne assim que a pessoa relaxe o punho e permita que o movimento continue com um torque adequado.

7. CONCLUSÃO

A proposta de reabilitação do movimento do punho deste trabalho com o dispositivo apresentado mostrou resultados importantes para a sua aplicação real, uma vez que ele permite a configuração de trajetórias pré-estabelecidas por um profissional da área da saúde, e que podem ser replicadas para os diferentes tipos de movimentos individuais que o punho realiza.

Quando há a interação entre um equipamento eletromecânico e um ser humano, o cuidado com as forças aplicadas entre ambos foi devidamente abordado, uma vez que com o estudo do controle de impedância e sua aplicação, mostra que o torque exercido entre o paciente e o mecanismo pode ser configurável mesmo sem a presença de um torquímetro, utilizando apenas a leitura de corrente e um controle PID apropriado.

Os resultados mostraram que o valor de rigidez do controlador interfere significativamente na maneira como o equipamento exerce sua movimentação com o paciente, e que existe uma clara relação entre a acurácia da posição seguida e o torque exercido pelo sistema. Esse fato motiva a elaboração de trabalhos futuros nessa área como a utilização de uma rigidez adaptativa ao longo do movimento, e uma abordagem de geração de trajetórias que permita que o movimento seja seguido com maior fidelidade, mesmo que este sofra interrupções no tempo.

8. REFERÊNCIAS

- HOGAN, N. Impedance Control: An Approach to Manipulation. American Control Conference, 1984 IS - SN - VO -, n. March, p. 304–313, 1985.
- KAPANDJI, A. I. Fisiologia Articular, 5 ed., vol. 1., Pinheiros, SP: Panamericana, 2000.
- KRISCHAK, G. D.; KRASTEVA, A.; SCHNEIDER, F.; GULKIN, D.; GEBHARD, F.; KRAMER, M. Physiotherapy After Volar Plating of Wrist Fractures Is Effective Using a Home Exercise Program. American Congress of Rehabilitation Medicine, 2009.
- ROBOTIS e-Manual – Dynamixel MX Series (MX-64 e MX-106). Disponível em: <http://support.robotis.com/en/product/actuator/dynamixel/dxl_mx_main.htm>. Acesso em 1 de novembro de 2017.
- SILVA, A. L. Desenvolvimento de um Sistema para Reabilitação de Dedos. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2011.

9. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a UFU, FEMEC, CNPq, CAPES, e FAPEMIG pelo apoio financeiro parcial deste trabalho de pesquisa.

10. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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