

MODELO CINEMÁTICO DE MEMBRO SUPERIOR PARA SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO DE PINÇA LATERAL

Aline de Faria Lemos, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, alinefaria@ufs.br

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUC-MG e Departamento das Engenharias de Telecomunicações e Mecatrônica, Universidade Federal de São João del-Rei – UFSJ

Patrícia Neto Barroso, Membro Pesquisadora LABBIO, patriciabarroso@recuperarte.com.br

Clínica de Terapia Ocupacional e Fisioterapia - Recuperarte

Claysson Bruno Santos Vimieiro, claysson@pucminas.br

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais – PUC-MG e Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Resumo. A versatilidade da mão é possível pela complexidade de sua estrutura e de seu controle refinado. É através da mão que grande parte das interações humanas mecânicas com o mundo acontecem. Ela é capaz de realizar tarefas que vão desde o uso de força elevada às funções que exigem destreza. Lesões, doenças degenerativas e acidentes podem comprometer a funcionalidade da mão e, consequentemente, as atividades de vida diária do indivíduo. Em muitos casos, a recuperação da disfunção da mão envolve o uso de próteses e órteses. Dentro do projeto dessas tecnologias assistivas é imprescindível modelos dinâmicos no estudo da efetividade do dispositivo. O presente trabalho apresenta um modelo cinemático desenvolvido em ambiente de múltiplos corpos que simula o movimento de pinça lateral da mão humana. Os ângulos de abertura das articulações metacarpofalangeanas de quatro dígitos do modelo apresentam divergências quanto ao resultado esperado. Os demais ângulos obtidos são satisfatórios.

Palavras chave: Bioengenharia, Modelo Cinemático, Biomecânica, Pinça lateral, Membro superior.

1. INTRODUÇÃO

A mão humana surgiu da evolução de um órgão locomotor de seus ancestrais, passando a um órgão habilidoso capaz de realizar tarefas complexas com precisão. As palmas dos antebraços de alguns mamíferos são capazes de agarrar objetos. A função de garra, no entanto, é diferenciada em cada espécie e depende da fisiologia palmar e dos dígitos. Os primatas possuem habilidade manual superior entre os mamíferos. Isso decorre do comprimento e mobilidade individual dos dedos e da palma (SCHIEBER, 2014; LÉON, 2013). Os humanos se destacam entre os hominídeos por possuírem um polegar diferenciado. Oponente aos demais dedos, o polegar do homem é responsável por cerca de 45% de suas atividades manuais (SOUSA, 2015). Ele possibilita os movimentos de pinça, tais como as pinças lateral, trípode e cilíndrica, empregadas em cerca de 90% das atividades de vida diárias (AVD) (BARROSO, 2010).

É evidente que é através da mão que grande parte das interações humanas mecânicas com o mundo acontecem. Ela é capaz de realizar tarefas mecânicas que vão desde o uso de força elevada às funções que exigem destreza (LÉON, 2013). Fato esse indicado pela extensa representação cortical do polegar em relação aos demais dígitos (MARTUZZI, 2012) e das mãos em relação a outros órgãos (MANNI, 2004; CLASSEN, 1998).

Lesões que ocasionam disfunção do membro superior impactam diretamente as AVD do indivíduo. Elas afetam desde a independência na realização de tarefas rotineiras básicas até a vida profissional e social. A disfunção das mãos pode ter incontáveis causas como acidente vascular encefálico, lesões desenvolvidas por atividades que exigem esforços repetitivos, paralisia cerebral, osteoartrite das mãos e acidentes (JAHN, 2013; HSU, 2017; SAUERS, 2017; LOTT, 2016; KJEKEN, 2016; BATISTA, 2015).

A pesquisa em torno da recuperação das atividades do indivíduo lesionado vão desde as primitivas mãos de ferro usadas durante o império romano até os estudos atuais, que envolvem, nos casos de perda do órgão, o uso de próteses com controle eletroencefálico e o transplante de mãos (ZUO, 2014). A terapia ocupacional, nos casos em que não há perda do órgão, abrange controle da dor, exercícios, uso de drogas anti-inflamatórias, injeções de corticoides e tratamento ortótico. Esse último é indicado para imobilização e aumento da estabilidade, colaborando na redução da inflamação. Além disso, a dor é minimizada durante o uso da órtese levando ao aumento da função manual, o que elimina a possibilidade de atrofia muscular (SOUSA, 2015; NEUMANN, 2003; MCKEE, 2004).

Erros no projeto de órteses e próteses podem implicar em complicação no tratamento e em novas lesões no indivíduo. Com isso, modelos biomecânicos tem sido empregados nos projetos como uma ferramenta capaz de auxiliar na avaliação da efetividade de órteses e próteses.

Rocha *et. al.* (2010) desenvolveu um modelo 3D das mãos humanas em elementos finitos caracterizando tecidos construtivos além da simulação da flexão do dedo indicador. O modelo biomecânico da mão de Léon *et. al.* (2013) simula a atuação de músculos e tendões durante os movimentos de garra na manipulação de objetos. Nesse modelo, a pele é representada por corpos deformáveis enquanto as demais partes do modelo se comportam como corpos rígidos.

Saikia *et. al.* (2014) projetou em um modelo dinâmico que simula seis movimentos de preensão e pinças de uma mão humana. Ela considera os dedos como cadeias cinemáticas abertas e usa de cinemática inversa para o cálculo dos ângulos das articulações dos dedos para cada uma das seis garras.

Buchholz *et. al.* (1992) desenvolveu um modelo cinemático analítico da mão humana para avaliar os ângulos de abertura das articulações durante os movimentos de pinças cilíndricas transversal e diagonal. O modelo aproxima os seguimentos dos dedos por elipses e usa um algoritmo de detecção de contatos entre elipses para determinar os pontos de interseção entre os seguimentos dos dedos e um objeto cilíndrico de dimensões pré-estabelecidas. Após determinação dos pontos de contato são calculados os ângulos de abertura de cada articulação do modelo.

Musiolik (2008) desenvolveu em sua dissertação um modelo matemático da mão humana para avaliação dinâmica de um dispositivo de reabilitação desse membro. Ele usa abordagem de múltiplos corpos com coordenadas naturais em seu estudo. Os dados cinemáticos necessários para descrever o movimento da mão foram obtidos por meio de medições empregando *Body Training Systems* em um laboratório equipado com seis câmeras. O espaço amostral consiste em um indivíduo assintomático. Os comprimentos das ligações utilizadas no modelo projetado na pesquisa estão presentes na Tab. (1).

Tabela 1. Comprimento das ligações do modelo elaborado por Musiolik. 1: proximal, 2: medial, 3: distal.

Dígito	Polegar			Indicador			Médio			Anelar				Mínimo		
Seguimento	Meta- carpo	Falange		Falange			Falange			Meta- carpo	Falange			Falange		
		1	3	1	2	3	1	2	3		1	2	3	1	2	3
Medida da ligação [m]	0,26	0,17	0,15	0,24	0,15	0,12	0,25	0,17	0,12	0,45	0,24	0,17	0,12	0,2	0,12	0,12
Razão de proporção em relação à ligação 1 [%]	57,6	38,3	33,2	52,5	33,2	26,8	56,3	38,4	26,8	100,0	53,9	37,3	26,8	43,5	26,8	25,7

O presente trabalho apresenta um modelo cinemático da mão humana em múltiplos corpos usando o *software* Altair MotionView® para avaliação *in silico* da execução do movimento de pinça lateral de um indivíduo assintomático.

2. METODOLOGIA

A versatilidade da mão é possível pela complexidade de sua estrutura e de seu controle refinado. 27 ossos fazem parte de sua constituição (BARROSO, 2010), além de seu sistema ligamentar, função muscular, tendões, propriedades sensoriais da pele, e rede nervosa, que possibilitam a execução de seus 23 graus de liberdade (DOF) de movimento e o movimento individual de cada dedo (LÉON, 2013). A Fig. (1) apresenta o sistema ósseo da mão, as articulações envolvidas em seus movimentos e a terminologia utilizada na literatura.

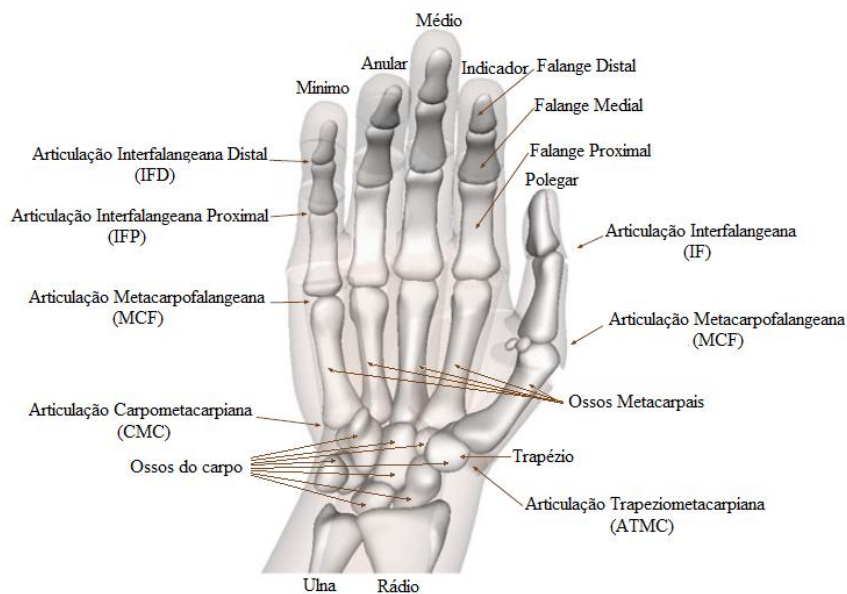


Figura 1. Ossos e juntas que compõem a mão, Léon *et. al.* (2013, adaptada)

O trabalho em questão utilizará apenas o sistema ósseo em sua análise, desconsiderando os efeitos de tendões, músculos, ligamentos e tecidos moles. A geometria do membro superior utilizada foi retirada de um gráfico presente na literatura disponível (ERSIN, 2017). Esse último consiste em um modelo gráfico CAD (*Computer Aided Design*) contendo a geometria do esqueleto da mão humana, Fig. (2). O modelo foi importado para o MotionView e apresenta um total de 30 seguimentos. Os comprimentos das principais seguimentos do modelo gráfico estão presentes na Tab. (2). Como a análise desse modelo será integralmente cinemática, todos os seguimentos envolvidos foram projetados como corpos rígidos e foram desconsideradas quaisquer ações de forças.

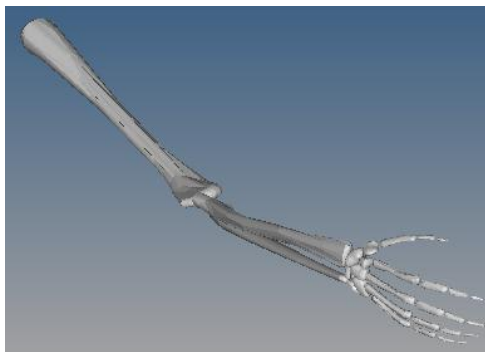


Figura 2. Modelo gráfico usado como base para execução do projeto

Tabela 2. Comprimento das ligações do modelo utilizado no presente trabalho. 1: proximal, 2: medial, 3: distal.

Dígito	Polegar			Indicador			Médio			Anelar				Mínimo		
Seguimento	Meta- carpo	Falange		Falange			Falange			Meta- carpo	Falange			Falange		
		1	3	1	2	3	1	2	3		1	2	3	1	2	3
Medida da ligação [u.c.]	34,8	16,6	13,2	27,2	19,9	11,8	30,9	19,8	15,6	54,3	24,3	17,4	13,1	23,7	15,4	9,7
Razão de proporção em relação à ligação 1 [%]	64,0	30,6	24,4	50,1	36,7	21,7	56,9	36,4	28,7	100,0	44,7	32,0	24,1	43,6	28,4	17,8

Conforme ilustra a Fig. (1), há três articulações no polegar: carpometacarpiana (CMC) ou trapeziometacarpiana (ATMC), metacarpofalangeal (MCF) e interfalangeal (IF). Os demais dígitos apresentam quatro articulações: CMC, MCF, interfalangeal proximal (IFP) e interfalangeal distal (IFD) (BARROSO, 2010; LÉON, 2013). As articulações interfalangeanas apresentam 1 DOF (flexão/extensão), a metacarpofalangeana possui 2 DOF (flexão/extensão e adução/abdução) e a ATMC se comporta como uma junta universal com 3 DOF (flexão/extensão, adução/abdução e rotação) (LÉON, 2013). Durante a execução da pinça lateral Fig. (3), o movimento de adução/abdução das articulações MCF pode ser desprezado. Levando esses aspectos em consideração, as articulações interfalangeanas e MCF foram modeladas como juntas rotacionais e a ATMC como uma junta universal. As demais articulações foram definidas como juntas fixas.

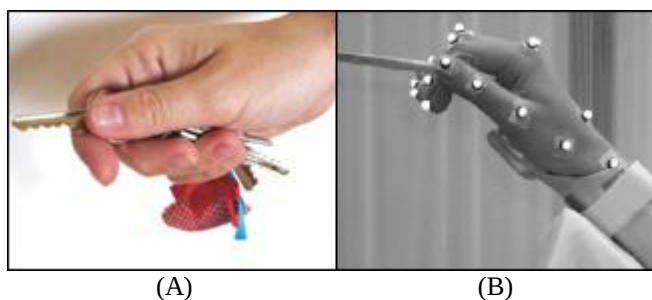


Figura 3. Postura de pinça lateral, Barroso (2010) e Jahn (2013, modificada)

As juntas foram posicionadas a partir de pontos localizados nos centros dos espaços entre os seguimentos dos dedos. As coordenadas desses pontos foram obtidas a partir das coordenadas dos nós situados nas extremidades das malhas dos corpos. O sistema de coordenadas local das juntas rotacionais, Fig. (4a), foi determinado com o auxílio de marcadores. Eles garantiram a perpendicularidade do eixo z local com as retas que partem do ponto central da junta aos centros de massa dos corpos. As direções da junta universais foram definidas como a direção do ponto de localização da junta até os centros de massa dos ossos trapézio e primeiro metacarpo, Fig. (4b).

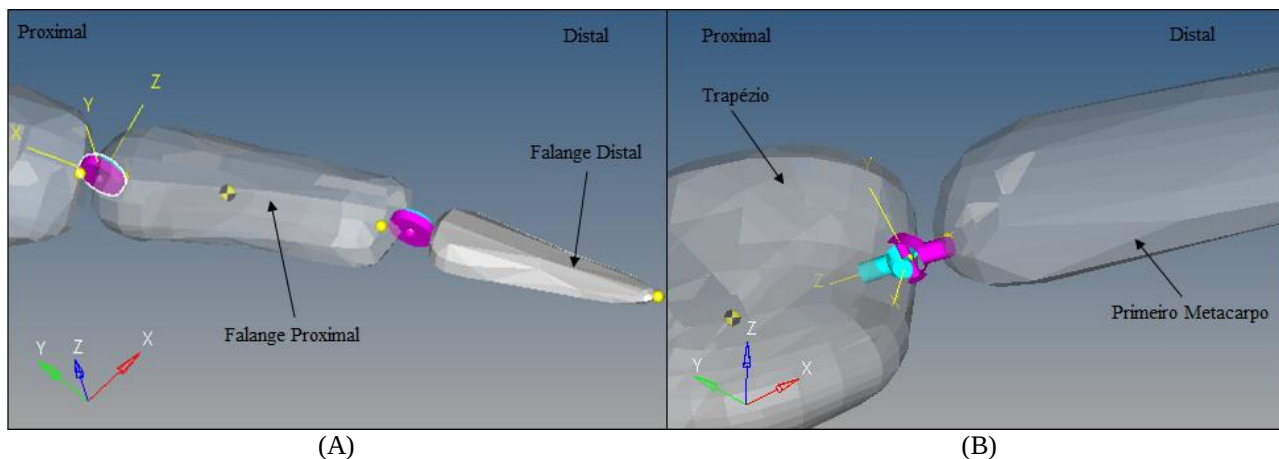


Figura 4. A) Articulações interfalangeana e metacarpofalangeana do polegar modeladas como juntas rotacionais; B) articulação trapeziometacarpiana modelada como uma junta universal

O movimento de cada junta é controlado por deslocamentos angulares pré-estabelecidos a partir da posição inicial apresentada na Fig. 2. Foi aplicado deslocamento constante à todas as juntas rotacionais, com exceção da articulação MCF do polegar (MCF1). À essa última e à ATMC foram associados deslocamentos variantes no tempo. Os valores dos deslocamentos das juntas rotacionais e taxa de deslocamento da junta universal foram determinados via método iterativo de forma a estabelecer a postura mais próxima daquelas presentes na Fig. 4. Ao início da animação, as juntas rotacionais são imediatamente direcionadas às posições angulares predeterminadas, enquanto a ATMC e MCF1 têm suas aberturas angulares variantes no tempo a partir da posição inicial. O final da simulação é indicado por um detector de colisão pós-processamento. Ele detecta o contato entre as falanges distal do polegar e medial do indicador.

3. RESULTADOS

A combinação de deslocamentos das juntas que mais se adequou ao resultados esperado, posturas apresentadas na Fig. (3), estão presentes na Tab. (3).

A postura de pinça lateral obtida da simulação usando como dados de entrada de deslocamentos os valores presentes na Tab. (3) é apresentada na Fig. 5. Os corpos em destaque, falange distal do polegar e medial do indicador, foram usados na detecção de colisão que determinou o fim da animação.

Tabela 3. Deslocamentos das articulações obtidos via método iterativo (rad).

Articulações	Polegar	Indicador	Médio	Anelar	Mínimo
CMC	$-1 \times time$	-	-	-	-
MCF	$-0.35 \times time$	-1.22	-1.22	-1.22	-1.22
IF	-0.1740	-	-	-	-
IFP	-	-0.87	-1.267	-1.267	-1.267
IFD	-	-0.6196	-0.6196	-0.6196	-0.6196

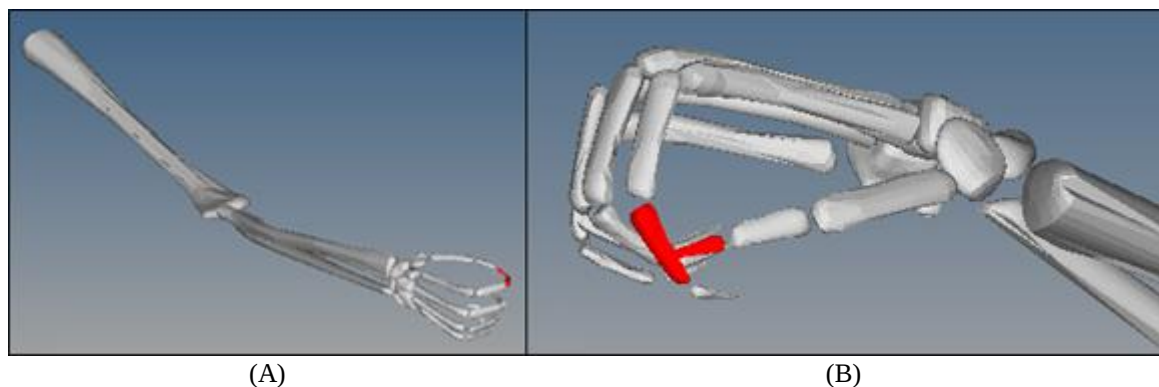


Figura 5. Pinça lateral obtida a partir das simulações. A) Figura estendida; B) ampliação da região de contato

4. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Ao analisar a Fig. (5) é notável que as articulações metacarpofalangeanas dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo estão hiperfletidas e não semifletidas como nas posturas da Fig. (3). O erro de posição é decorrente da ausência de tecidos moles no modelo. Outro fator responsável pela diferença na postura esperada é a desproporção na razão de proporções entre os ligamentos do modelo gráfico utilizado e um modelo ideal. Ao se comparar as razões de proporção presentes na Tab. (1), modelo do presente trabalho, e na Tab. (2), modelo utilizado por Musiolik em seus estudos, encontra-se diferenças de até 9% nas razões de proporção. A considerável diferença sugere que o modelo gráfico utilizado como base no presente trabalho possui comprimentos de ligações desproporcionais. Apesar da inexatidão dos ângulos de abertura das articulações MCF, as demais articulações se comportam como esperado.

Sugere-se para trabalhos futuros a utilização da geometria de tecidos moles, como corpos deformáveis, em adição aos gráficos do sistema ósseo das mãos. Além disso, recomenda-se o uso de gráfico ósseo nas mesmas proporções dos ossos de mãos humanas reais para evitar discrepâncias nos resultados.

5. REFERÊNCIAS

- BARROSO, P. N. **Nova Órtese de Extensão de Punho e Abdução de Polegar para Crianças com Paralisia Cerebral: Avaliação de suas Contribuições para o Incremento da Funcionalidade Manual**. 2010. 145 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010.
- BATISTA, F. S.; SILVEIRA, L. O.; CASTILLO, J. J. A. Q.; PONTES, J. E.; VILLALOBOS, L. D. C. Epidemiological profile of extremity fractures in victims of motorcycle accidents. **Acta Ortopédica Brasileira**. São Paulo, v. 23, n. 1, p. 43-46, 2015.
- BUCHHOLZ, B.; ARMSTRONG, T. J. A Kinematic Model of the Human Hand to Evaluate its Prehensile Capabilities. **J. Biomechanics**. v. 25, n. 2, p. 149-162, 1992.
- CLASSEN, J.; KNORR, U.; WERHAHN, K. J.; SCHLAUG, G.; KUNESCH, E.; COHEN, L. G.; SEITZ, R. J.; BENECKE, R. Multimodal output mapping of human central motor representation on different spatial scales. **The Journal of Physiology**. v. 512, p. 163-179. 1998.
- ERSIN. **Tibial Intramedullary Nail**. Disponível em: <https://grabcad.com/library/tibial-intramedullary-nail-1/details?folder_id=3126125>. Acesso em: 08 set. 2017.
- HSU, H.Y.; KE, C.W.; KUANG, T.S.; YANG, H.C.; TSAI, C.L.; KUO, L.C. Impacts of Sensation, Perception and Motor Abilities of the Ipsilesional Upper Limb on Hand Functions in Unilateral Stroke: Quantifications from Biomechanical and Functional Perspectives. **PM&R Journal**. Jul. 2017.
- JAHN, J.; JANES, W.E.; SAHEB-AL-ZAMANI, M.; BURBANK, C.M.; BROWN, J.M.; ENGBERG, J.R. Identification of three movement phases of the hand during lateral and pulp pinches using video motion capture. **Hand (N Y)**. v. 8, n. 1, p. 123-131, 2013.
- KJEKEN, Ingvald. et al. Does Occupational Therapy Reduce the Need For Surgery in Carpometacarpal Osteoarthritis? Protocol for a Randomized Controlled Trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 17, p. 473-490, 2016.
- LÉON, B.; MORALES, A.; SANCHÓ-BRU, J. The Model of the Human Hand. In **From Robot to Human Grasping Simulation**. Springer, 2013. Cap. 5, p. 123-174.
- LOTT, C.; JOHNSON, M.J. Upper Limb Kinematics of Adults with Cerebral Palsy on Bilateral Functional Tasks. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**. p. 5676-5679. 2016.
- MANNI, E.; PETROSINI, L. A century of cerebellar somatotopy: a debated representation. **Nature Reviews Neuroscience**. v. 5, n. 3, p. 241-249. 2004.
- MARTUZZI, Roberto. et al. Human Finger Somatotopy in Areas 3b, 1, and 2: A 7T fMRI Study Using A Natural

- Stimulus. **Human Brain Mapping**. v. 35, i. 1, p. 213–226, Jan. 2014.
- MCKEE, Pat; RIVARD, Annette. Orthoses as Enablers of Occupation: Client-Centred Splinting for Better Outcomes. **Canadian Journal of Occupational Therapy**, v. 71, n. 5, p. 306-314, Dec. 2004.
- MUSIOLIK, Agnieszka. **Multibody Model of the Human Hand for the Dynamic Analysis of a Hand Rehabilitation Device**. 2008. 118 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Técnica de Lisboa - Engenharia Mecânica, Lisboa, 2008.
- NEUMANN, Donald A.; BIELEFELD, Teri. The Carpometacarpal Joint of the Thumb: Stability, Deformity, and Therapeutic Intervention. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, V. 33, issue 7, p. 386–399, 2003.
- ROCHA, D. N.; Jorge, R.M.; PINOTTI, M. 3D biomechanical model of the human hand using FEM. **CRC Press/Balkema**. Porto, v. 1, p. 309-314. 2010.
- SAIKIA, G. Extending modules for iCub simulator to emulate human grasp forms. **Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)**. Noida, India, p. 636-640. 2014.
- SAUERS, E.L.; BAY, R.C.; SNYDER, V. A. R.; ELLERY, T.; HUXEL, B. K. C. The Functional Arm Scale for Throwers (FAST)-Part I: The Design and Development of an Upper Extremity Region-Specific and Population-Specific Patient-Reported Outcome Scale for Throwing Athletes. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine**. Mesa, v. 5, n. 3, 2017.
- SCHIEBER, Marc H. Constraints and Flexibility in Cortical Control of the Hand. In BALASUBRAMANIAN, Ravi; SANTOS, Veronica J. (Ed). **The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development**. Vol. 95. Heidelberg: Springer, 2014. Cap. 1, p. 3-22.
- SOUSA, Larissa K.; REZENDE, Alessandra P.; PETTEN, Adriana M. Valladão Novais Van; O Efeito da Órtese Curta Para Rizartrose na Força de Preensão e Força de Pinça: Estudo De Caso Único. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 26, p. 250-257, 2015.
- ZUO, K.J.; OLSON, J.L. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. **Plast Surg**. v. 22, n. 1, p. 44-51. 2014.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao apoio financeiro da PUC-Minas, da CAPES e da FAPEMIG para a realização deste projeto.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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