

Modelo de dispositivo para reabilitação de dedos da mão

Bruno Rodrigues de Oliveira¹

Bruno Alves Maia²

Guilherme Ferreira Neto³

Marcelo Henrique Stoppa⁴

Resumo: Em aplicações diárias, a utilização das mãos é indispensável na realização de grande número de tarefas. Diversas situações, como acidentes automobilísticos, trabalhistas ou vasculares, prejudicam a mobilidade e maneabilidade das mãos, obrigando o indivíduo a procurar métodos de reabilitação. Este estudo apresenta o modelo para um dispositivo para reabilitação dos dedos da mão que possibilita realizar movimentos de flexão/extensão, respeitando os limites de cada articulação. Avaliando tipos de dispositivos de reabilitação de dedos da mão existentes, são observadas suas particularidades e principais vantagens, culminando na proposição de um modelo eficiente. Assim, esta pesquisa apresenta o modelo para um dispositivo de baixo custo que atenda às necessidades dos pacientes, auxiliando na recuperação de suas atividades normais.

Palavras-chave: Dedos das Mãos, Reabilitação, Tecnologia Assistiva, Modelagem

Introdução

O trabalho realizado pelo homem em sua rotina cotidiana tem sido objeto de estudo de modo a otimizar e reduzir o esforço necessário. Várias são as ferra-

1 Instituto Federal do Triângulo Mineiro – IFTM. Campus Paracatu, Professor EBTT Eletrônica – Controle e Automação. Mestrando POSMOT Universidade Federal de Goiás – UFG, Regional Catalão. Contato: brunorodrigues@iftm.edu.br.

2 Mestrando POSMOT Universidade Federal de Goiás – UFG, Regional Catalão. Contato: brnomaia@gmail.com.

3 Mestrando POSMOT Universidade Federal de Goiás – UFG, Regional Catalão. Contato: guilhermefneto@gmail.com.

4 Universidade Federal de Goiás – UFG. Regional Catalão, Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Laboratório. Contato: mhstoppa@pq.cnpq.br.

mentas adaptadas para auxiliar na execução de tarefas, sendo elas compatíveis com a forma da mão humana, de modo a proporcionar conforto em sua utilização (MORAES; MONT'ALVÃO, 2000).

Para qualquer atividade realizada, as mãos são responsáveis pela mecânica do movimento ou tarefa, sendo difícil a realização de um trabalho sem elas. Movimentos de preensão, pinçamento, pressão ou de precisão são exemplos destas tarefas (COUTO, 1995). Sendo assim, dos movimentos realizados pelo corpo humano, os de maior precisão são executados pelas mãos, possibilitando movimentos mais rápidos e precisos, resultando na destreza da mão humana, permitindo a execução de tarefas ou envio informações por meio de gestos. Os dedos da mão são tão vitais no desenvolvimento das tarefas que um indivíduo que não possui os dedos é considerado 54% capaz do que uma pessoa com todos membros intactos (ENGELBERG, 1990).

O número de combinações possíveis de movimento que podem ser criados pelo sistema biomecânico da mão é enorme. Dentre as várias funções que a mão apresenta, pode-se destacar a função de transmitir sensações, de segurar, conduzir e de manipular objetos de diferentes formas. Estando o controle do movimento dos dedos e preensão entre as mais preciosas atividades do movimento humano. Durante a realização dessas atividades é evidente a importância da coordenação e do padrão de movimento dos dedos (LEVANGIE; NORKIN, 2005).

A alteração da movimentação da mão humana pode estar ligada a inúmeras patologias, sendo que quanto mais tardia a identificação correta, mais difícil pode ser o tratamento. Muitas vezes é necessária a utilização de uma órtese para restaurar o movimento ou até mesmo uma prótese para substituir o membro perdido. Desde que o homem começou a desenvolver próteses de membros superiores, sendo a primeira datada de mais de 200 a.C. (CARVALHO, 2000), o objetivo é recuperar as principais características do membro perdido.

Algumas patologias podem afetar o normal funcionamento dos membros superiores, atingindo de forma mais ou menos seletiva um ou mais funcionalidades da mão (FREIVALDS, 2011; NETTER, 2006). As doenças musculares iniciam-se por uma simples mialgia, a popular dor muscular, podendo evoluir para inflamação muscular e tornar-se algo mais grave.

Os traumatismos de mão atingem pessoas na faixa etária produtiva, e qualquer lesão, por menor que seja, leva a um grau de incapacidade que pode limitar o indivíduo na realização de atividades laborais e cotidianas (GASPAR, 2010). Acidentes de trabalho são apontados como uma das principais causas de afastamento de trabalhadores do campo produtivo e constituem um importante problema de saúde pública no Brasil (SANTANA, 2003). Por isso, a reintegração ao trabalho é considerada um importante parâmetro quando se analisa o impacto desses acidentes na vida dos trabalhadores (TURNER; FRANKLIN; TURK, 2000).

De acordo com o Anuário Estatístico do Ministério da Previdência e Assistência Social (MPAS, 2013), durante o ano de 2013, foram registrados no INSS cerca de 717,9 mil acidentes do trabalho. No ano de 2013, dentre os 50 códigos da Classificação Internacional de Doenças (CID) com maior incidência nos acidentes de trabalho, os de maior participação foram ferimento do punho e da mão (S61), fratura ao nível do punho ou da mão (S62) e traumatismo superficial do punho e da mão (S60) com, respectivamente, 9,59%, 6,91% e 4,84% do total. Nas doenças do trabalho os CID mais incidentes foram lesões no ombro (M75), sinovite e tenossinovite (M65) e dorsalgia (M54), com 21,91%, 13,56% e 6,36%, do total (CIPA, 2015).

No contexto mundial, a reabilitação teve grande impulso e desenvolvimento no século XX, sobretudo no período posterior às grandes guerras mundiais, em função das lesões e sequelas provocadas (DELLON; MATSUOKA, 2007). A reabilitação baseia-se na assistência ao doente com o tratamento mais efetivo, barato, com poucos efeitos secundários que permita a este regressar à sua vida normal e ao seu local de trabalho.

A proposta deste estudo é desenvolver um mecanismo que possibilite a reabilitação dos dedos da mão, utilizando tecnologia de baixo custo, podendo contribuir com um dispositivo eficiente, melhorado a partir dos modelos existentes, garantindo o conforto e segurança do usuário. No capítulo de Desenvolvimento, é apresentada uma revisão bibliográfica, exibindo a anatomia da mão, tipos de preensão, tipos de sistemas de reabilitação atuais e suas características. No capítulo de Modelo Matemático, pelo estudo da estrutura anatômica geométrica do dedo, é apresentada a modelagem matemática do dispositivo para realizar os movimentos de flexão/extensão do dedo indicador da mão. Finalmente, são apresentados os resultados e considerações finais.

1. Desenvolvimento

1.1 Anatomia da mão

A mão está localizada na parte mais distal dos membros superiores (HALL, 2000), podendo alcançar pontos distantes em qualquer posição, dentro de certos limites com qualquer orientação, graças a mobilidade de todas as articulações do braço, principalmente do ombro, que é a articulação que possui a maior mobilidade de todo o corpo (TUBIANA, 1981). A funcionalidade da mão, assim como sua capacidade de mudar de forma, adaptando-se à diferentes tipos de objetos, deve-se ao fato da existência de 23 graus de liberdade (GDL), sendo 5 para o polegar, 4 para cada um dos outros dedos e mais 2 para a palma da mão (POLIS, 2009).

A literatura de anatomia (FREIVALDS, 2011; GRAAFF, 1991; SOBOTTA, 2006; NETTER, 2006), traz a nomenclatura e divisão dos vinte e sete ossos em três partes. São divididos em Carpo (Escafoíde, Semilunar, Piramidal, Pisiforme, Trapézio, Trapezóide, Capitato), Metacarpo (são cinco e numerados a partir do polegar) e Falanges (Proximal, Medial e Distal, com exceção do polegar que não possui falange medial) (Figura 25.1).

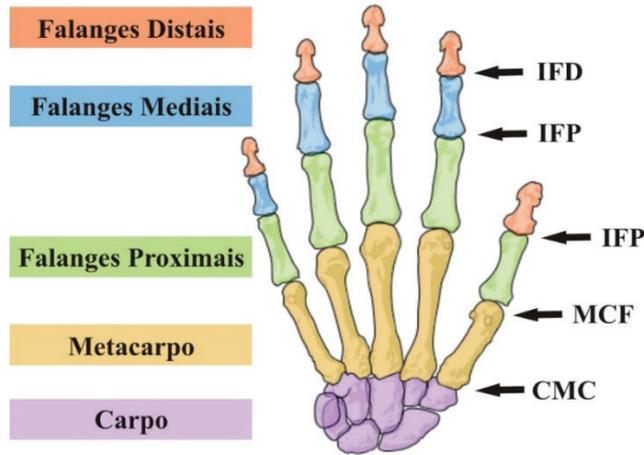


Figura 25.1 Vista Posterior da Mão Direita Humana – Ossos e Articulações.

Fonte: (Adaptado de VILLARREAL, 2007)

As articulações entre os ossos são nomeadas de acordo com sua localização, por exemplo a articulação Carpometacarpal (CMC) está situada entre os ossos da linha distal e os ossos do metacarpo. Entre os ossos do metacarpo e as falanges proximais, está a articulação Metacarpofalângica (MCF). A articulação Interfalângica Proximal (IFP) entre as falanges proximais e as falanges mediais. Por fim a articulação Interfalângica Distal (IFD) entre as falanges mediais e distais.

1.2 Movimentos da mão

Os movimentos são originados nas articulações entre os ossos e cartilagens, a partir da posição anatômica da mão, que é a posição do corpo de pé, face para frente, braços ao lado do corpo com as palmas e os dedos da mão voltados para frente (FREIVALDS, 2011). Os principais movimentos realizados pelas mãos são:

Flexão: variação angular no sentido de fechamento da mão.

Extensão: variação angular no sentido de abertura da mão. O movimento de abertura de um membro além da posição anatômica é chamado de hiperextensão.

Abdução: movimento de afastamento dos dedos em relação ao dedo médio.

Adução: movimento de reaproximação dos dedos em relação ao dedo médio.

Oposição: movimento onde a polpa do polegar é aproximada da polpa de outro dedo.



Figura 25.2 Movimentos dos Dedos.

Fonte: (Adaptado de DALLEY; MOORE, 2007)

Com o advento das análises anatômicas e cinemáticas dos movimentos, dois tipos principais de movimento foram destacados, recebendo a nomenclatura de preensão de força e preensão de precisão (NAPIER, 1956). Fatores como conformidade, conectividade, força de fechamento, manipulação, resistência ao deslizamento e estabilidade são diretrizes para definir a análise e descrição de cada tipo de preensão. Outras combinações dos movimentos dos dedos nos permitem realizar as demais tarefas que vão desde pegar uma moeda até segurar uma maleta. Na Figura 25.3, podem ser visualizados os seguintes tipos de preensão: (A) Preensão em Garra, (B) Preensão em Polpa, (C) Preensão em Ponta, (D) Preensão em Gancho, (E) Preensão Lateral e (F) Preensão em Chave (CUTKOSKY, 1989).

2. Modelo matemático

Em situações onde as funções motoras da mão são perdidas, terapias são usadas para devolver, ou até mesmo desenvolver, o movimento das mãos mais rapidamente, de forma que o indivíduo retorne as suas atividades normais (GASPAR, 2010). Novas tecnologias estão sendo empregadas no aspecto de auxiliar este processo, de forma a agregar mais possibilidades para exercitar o membro lesionado, um dos exemplos é a utilização da tecnologia assistiva em métodos de reabilitação, aplicando exoesqueletos para realizar a movimento de flexão e extensão. Como se trata de um membro lesionado, a segurança do mecanismo torna-se um fator importante, pois um movimento que exceda os limites ou que exerça uma força maior que o quadro clínico do paciente suporte, agravaria a lesão do paciente (HEO, 2012).

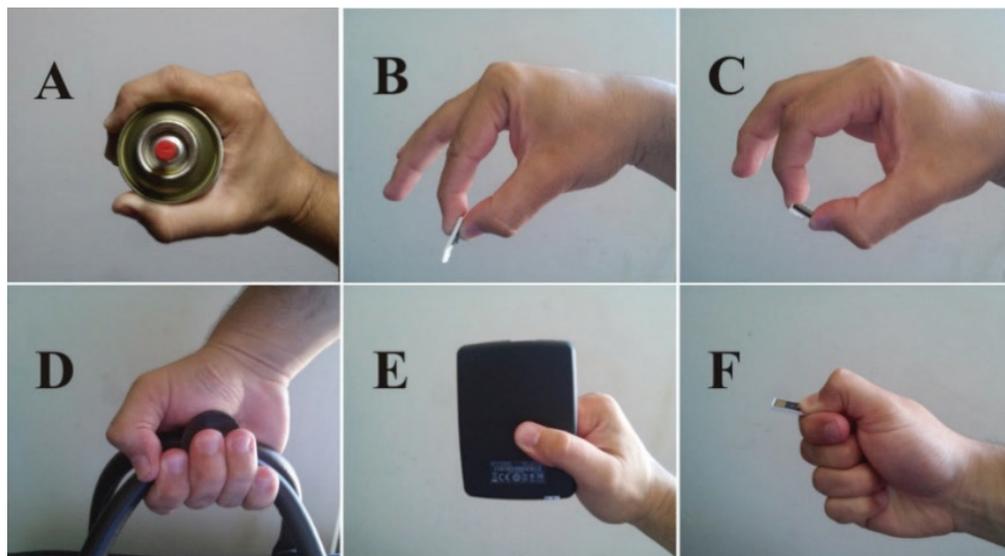


Figura 25.3 Tipos de Preensão.

Fonte: (Adaptado de CUTKOSKY, 1989)

Para representar o movimento de flexão e extensão dos dedos, é necessário realizar uma análise da angulação permitida a cada articulação. Com exceção do polegar, cada dedo possui quatro graus de liberdade, sendo dois nas articulações interfalângicas realizando o movimento de flexão/extensão, mais dois na articulação MCF referente aos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução.

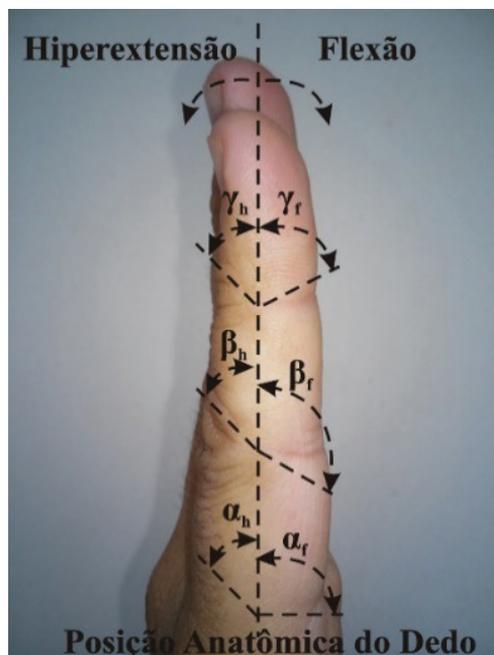


Figura 25.4 Dedo Indicador em Posição Anatômica.

Fonte: (Adaptado de KAPANDJI, 2003).

Os ângulos α , β e γ são referentes respectivamente aos movimentos das articulações MCF, IFP e IFD (Figura 25.4). Ao realizar o movimento de abertura da mão, há possibilidade de o movimento exceder a posição anatômica, definido por hiperextensão. Como o objetivo do estudo é realizar o movimento flexão/extensão tomado a partir da posição anatômica do dedo, não se considera a angulação referente à hiperextensão.

A flexão/extensão é resultante de uma combinação angular das articulações, podendo ser representada por uma estrutura robótica serial, com o metacarpo sendo a base da estrutura e a falange distal o elemento terminal. Para determinar a posição do elemento terminal, a ponta do dedo (Ponto D), tem-se como parâmetros, além dos ângulos de cada articulação, os comprimentos das falanges proximal, medial e distal, respectivamente representadas por L_p , L_m e L_d (Figura 25.5).

Observando-se a Figura 25.5 com referência no eixo cartesiano tridimensional, percebe-se que a estrutura realiza somente o movimento de rotação nas articulações no eixo Z , já que o movimento de translação, que é a mudança de coordenadas sobre um dado eixo, seja ele X , Y ou Z , não é possível devido às dimensões das falanges serem fixas. Isto é, pode-se interpretar o movimento a partir de uma representação em duas dimensões, ou seja, apenas nos eixos X e Y . Neste caso, desconsidera-se os movimentos de adução e abdução.

Partindo da articulação MCF, para obter as coordenadas x e y relativas ao Ponto D, utiliza-se a matriz de transformação homogênea de rotação local em cada articulação, analisando-se a estrutura em partes (Figura 25.6), podendo-se obter as posições de cada ponto em relação a angulação da articulação.

Depois de analisar individualmente cada estrutura, descrevendo cada matriz local, deve-se considerar o movimento de rotação nas três articulações simultaneamente, gerando-se uma matriz de transformação homogênea global, onde o deslocamento é relacionado com a variação dos três ângulos α , β e γ simultaneamente, a posição final do Ponto D são as coordenadas x e y .

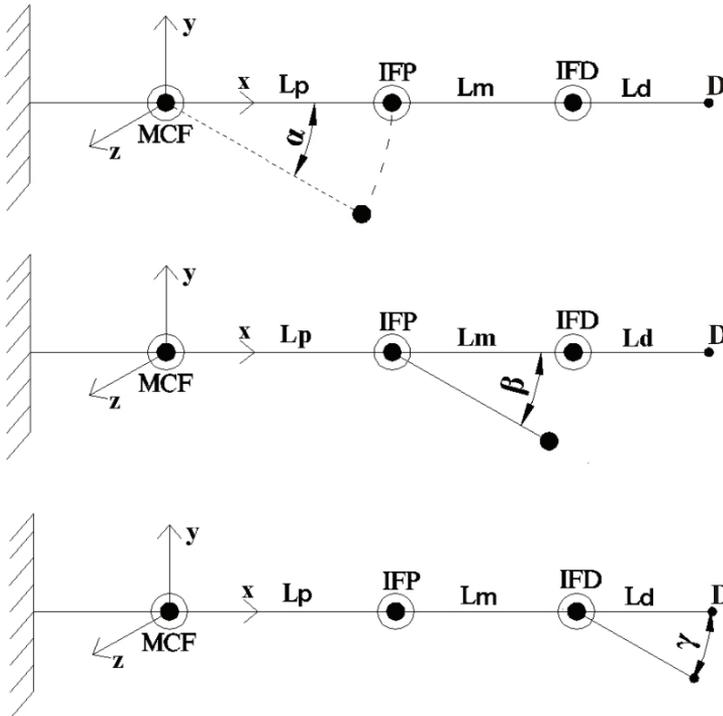


Figura 25.5 Modelo esquemático para os ângulos da matriz de transformação homogênea.

Fonte: O Autor

Seguindo o raciocínio desenvolvido por SILVA, 2011, por se tratar de uma estrutura serial, a matriz de transformação global é o produto das matrizes locais ($T_{Global} = T_{MCF} \cdot T_{IFP} \cdot T_{IFD} \cdot T_D$), encontrando-se as equações as Equações 1 e 2 referentes às coordenadas x e y (Equações 1 e 2, respectivamente), do ponto D em função de cada ângulo (α , β e γ) nas articulações e do comprimento das falanges (LP , LM e LD) (SILVA, 2011).

$$x = L_P \cos(\alpha) + L_M \cos(\alpha + \beta) + L_D \cos(\alpha + \beta + \gamma) \tag{1}$$

$$y = L_P \sin(\alpha) + L_M \sin(\alpha + \beta) + L_D \sin(\alpha + \beta + \gamma) \tag{2}$$

2.1. Proposta de Estrutura Mecânica

A partir do estudo dos modelos de exoesqueleto existentes, torna-se clara a necessidade da busca por um mecanismo simples e eficiente que garanta a amplitude total do movimento, além de fatores como mobilidade e peso do mecanismo. Seguindo a linha de pesquisa do Núcleo de Tecnologia Assistiva *NENA* da UFG - Regional Catalão, que se baseia na busca por pesquisa de baixo custo, definiu-se utilizar um servo atuador linear elétrico, com dimensões reduzidas de 47,5 x 21,5 x 15mm, com curso máximo de 20mm e massa de 15g, atualmente produzido pela empresa canadense *Firgelli Technologies*. Este atuador é fabricado para operar com tensão de alimentação de 6 ou 12V, sendo compatível com a placa de controle de código aberto Arduino®, possibilitando futuramente realizar o controle do dispositivo

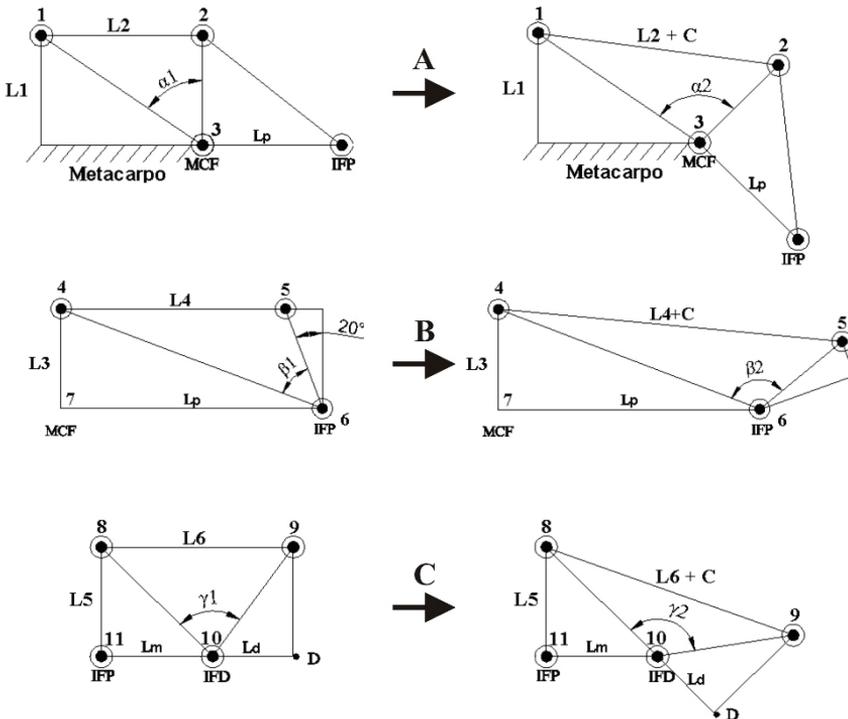


Figura 25.6 Configuração geométrica do acoplamento.

Fonte: O Autor.

Como o movimento do atuador é linear, foi necessário desenvolver uma estrutura que converta deslocamento linear (Translação) em deslocamento rotativo (Rotação), por meio de acoplamentos tipo pinhão/cremalheira ou biela/manivela. Para transmitir este movimento, propôs-se inicialmente um modelo geométrico com três pontos de articulação (Figura 25.6 – A).

Percebe-se na Figura 25.6 - A um quadrilátero com os três pontos de articulação (1, 2 e 3) com a base fixa. A dimensão $L1$ é referente à altura do dispositivo e conecta a base ao ponto articulável 1, a dimensão $L2$ é referente ao comprimento do atuador em posição recuado (42mm) entre os pontos articulados 1 e 2 e a dimensão $L2+C$ referente a soma do comprimento do atuador $L2$ com o curso de avanço do atuador C .

Por se tratar de um quadrilátero, o avanço do atuador altera a dimensão $L2$ para $L2+C$, causando o deslocamento do ponto superior da lateral direita (Ponto 2). Como a lateral direita está fixa pelo ponto de articulação inferior (Ponto 3), o Ponto 2 realiza uma trajetória circular. No primeiro instante, com o atuador recuado, um ângulo $\alpha1$ é formado, referente a posição de repouso, e com o avanço do atuador, há uma variação para o ângulo $\alpha2$, sendo esta diferença a angulação necessária para cada articulação.

Sabendo-se que o ângulo α está em função do avanço linear do atuador, pela Lei dos Cossenos, são verificados os limites do movimento e a relação entre o curso do atuador e a angulação da articulação. Tem-se como resultado a Equação 3, referente ao cálculo do ângulo α em função do curso do atuador (C).

$$\cos \alpha = \frac{2L_1^2 + L_2^2 - (L_2 + C)^2}{2L_1 \sqrt{L_1^2 + L_2^2}} \quad (3)$$

Visando alcançar a angulação necessária para a articulação MCF, foram considerados os valores $L2 = 50\text{mm}$, $L2+C = 70\text{mm}$ e a diferença $\alpha2 - \alpha1 = 90^\circ$ resultando no valor de $L1 = 17.72\text{mm}$, possibilitando, que a rotação sobre MCF realize totalmente a angulação desejada.

Para rotacionar sobre IFP, é proposta a estrutura (Figura 25.6 - B), onde a base da estrutura é a falange proximal LP , a altura da estrutura é $L3$, sendo a lateral direita fixa no ponto 7 e rotacionando sobre o ponto 4. Na posição de repouso ($C=0$), a $L4$, possui tamanho igual a LP , resultando em um ângulo $\beta1$.

Como o atuador é fixado nos pontos 4 e 5, com 100% do avanço, o ponto 5, descreve trajetória circular com centro no ponto 6, que coincide com o centro de rotação de IFP, resultando em um $\beta2$. Por se tratar de um atuador linear, a angulação máxima que a estrutura permite sem colisão de partes do mecanismo

é 90°, o que não satisfaz a angulação total desejada, necessitando de alteração no mecanismo. No modelo alterado, foi adicionada uma angulação de 20°, para que com o atuador 100% avançado, soma-se os 20° fixos aos 90° graus possíveis pela estrutura (Figura 25.6 – B).

Utilizando novamente a Lei dos Cossenos, assim como no primeiro modelo, obtêm-se a Equação 4. Como no modelo anterior, além do ângulo sobre IFP, são variáveis o comprimento da falange proximal L_p a altura da estrutura L_3 e o ângulo β .

$$\cos\beta = \frac{L_3^2 + L_p^2 + \left(\frac{L_3}{\cos 20^\circ}\right) - (L_p - L_3(\tan 20^\circ) + C)^2}{2 \left(\frac{L_3}{\cos 20^\circ}\right) \sqrt{L_3^2 + L_p^2}} \quad (4)$$

Utilizando a Equação 4, determina-se a altura da estrutura fixando o valor da falange proximal ($L_p=43,4\text{mm}$) e a angulação máxima (IFP=110°), da diferença entre a angulação final e a angulação inicial ($\beta_2-\beta_1$) obtêm-se ($L_3= 12,9854\text{mm}$), que também satisfaz ao valor máximo que o ângulo β deve atingir.

Para realizar o movimento na articulação IFD, é importante considerar que, normalmente, a dimensão da falange L_M não é maior do que o comprimento inicial do atuador linear (42mm). Com esta informação, foi desenvolvido um modelo cujo ponto articulável 10 corresponde com o centro de articulação de IFD (Figura 25.6 – C). Observa-se que na figura que a altura da estrutura é L_5 a base da estrutura é dividida presa as falanges L_M e L_D e a dimensão L_6 é o comprimento do atuador na posição de repouso, equivalente à soma de L_M e L_D , formando assim o ângulo γ_1 . Usando estes valores e a Lei dos Cossenos, obtêm-se a Equação 5.

$$\cos\gamma = \frac{2L_5^2 + L_M^2 + L_D^2 - (L_M + L_D + C)^2}{2 \sqrt{L_5^2 + L_M^2} \sqrt{L_5^2 + L_D^2}} \quad (5)$$

Os pontos fixos da estrutura são os pontos 11 e o ponto D, que coincidem respectivamente com o centro de rotação de IFP e a ponta do dedo. Os pontos articuláveis são 8, 9 e 10. Assumindo que o atuador avance 100%, a dimensão L_6 é alterada para L_6+C , resultando em um novo ângulo γ_2 . Considerando que o atuador opere com 100% do curso, fixando os valores de $L_M = 25,3\text{mm}$, $L_D = 17\text{mm}$ e a diferença ($\gamma_2 - \gamma_1=80^\circ$), calcula-se o valor de $L_5= 23,0772\text{mm}$, novamente atendendo a angulação desejada para realizar o movimento de flexão na articulação IFD.

3. Avaliação da amplitude do movimento realizado pelo mecanismo

Com base nos estudos de Kapandji, para que o dedo indicador realize totalmente o movimento de flexão, os valores de α variam de 0 a 90° (articulação MCF), os valores de β variam de 0 a 110° (articulação IFP) e os valores de γ variam de 0 a 80° (articulação IFD) (KAPANDJI, 2003). Somando-se ao comprimento das falanges LP , LM e LD , obtêm-se o espaço de trabalho do dedo indicador como mostrado na Figura 25.7.

Com as equações das coordenadas x e y do Ponto D (Equações 1 e 2), pelos valores das falanges e dos ângulos (α , β e γ), que estão em função do curso de avanço do atuador linear, que varia de 0 a 20mm, obtêm-se os valores das coordenadas x e y da ponta do dedo, em cada milímetro do avanço do curso do atuador. Deve-se atentar que as coordenadas demonstradas nos gráficos a seguir, são resultantes do avanço dos três atuadores simultaneamente.

Com $L1 = 17,72mm$, $L2 = 50mm$, $L3 = 12,9854mm$, $LP = 43,4mm$, $L5 = 23,0772mm$, $LM = 25,3mm$, $LD = 17mm$, das Equações 3, 4 e 5, obtêm-se a angulação de cada articulação a partir do avanço do curso do atuador, conforme Tabela 25.1. Para analisar graficamente os resultados, deve-se visualizar que o dedo inicia o movimento em posição anatômica e o movimento de flexão é realizado no sentido horário. Como mencionado anteriormente, o movimento de rotação é realizado no sentido anti-horário no eixo Z de cada articulação, resultando em uma representação $2D$, tendo a referência do eixo cartesiano ((x,y)=(0,0)) na articulação MCF. Explicando assim os valores alguns valores negativos nas coordenadas x e todos valores negativos nas coordenadas y .

A Figura 25.7, exibe a trajetória do Ponto D , descrevendo o espaço de trabalho do dedo indicador, comparando-a com os pontos vermelhos, que são as coordenadas do Ponto D para cada milímetro de avanço dos atuadores simultaneamente. Verifica-se que o Ponto D alcança o limite do espaço de trabalho da trajetória do dedo indicador, uma vez que a trajetória é resultante do aumento dos ângulos (α , β e γ) em função do curso do atuador. Os valores dos ângulos com as respectivas coordenadas são elencados na Tabela 25.1.

Tabela 25.1 Relação Entre os ângulos das Articulações e o Curso do Atuador.

Curso	α	β	γ	x	Y
0	0	0	0	85,700	0,000
1	-3	-5	-3	85,082	-9,036

Continua

Tabela 25.1 Relação Entre os ângulos das Articulações e o Curso do Atuador. (Continuação)

Curso	α	β	γ	x	Y
2	-6	-9	-6	83,471	-17,176
3	-9	-13	-8	81,045	-24,766
4	-13	-17	-11	77,028	-33,565
5	-16	-22	-14	72,121	-40,935
6	-19	-26	-16	67,167	-46,888
7	-23	-30	-19	60,429	-53,331
8	-26	-34	-22	54,023	-57,770
9	-30	-39	-25	45,466	-62,278
10	-34	-43	-29	36,985	-65,262
11	-37	-47	-32	29,853	-66,559
12	-41	-52	-36	20,731	-66,949
13	-46	-57	-39	11,060	-66,337
14	-50	-62	-43	3,0122	-63,888
15	-55	-68	-48	-5,676	-59,428
16	-60	-74	-52	-12,781	-54,007
17	-65	-80	-57	-18,145	-47,476
18	-72	-88	-63	-22,795	-38,335
19	-79	-97	-70	-23,871	-28,837
20	-90	-110	-80	-20,822	-18,005

Fonte: O Autor.

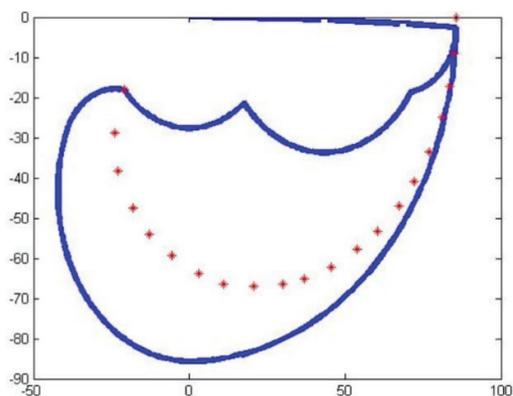


Figura 25.7 Coordenadas Ponto D x Espaço de Trabalho.

Fonte: O Autor.

Considerações finais

Além do avanço simultâneo dos três atuadores, é possível simular quais seriam as coordenadas do ponto D quando houvesse diferentes deslocamentos dos atuadores individualmente (Figura 25.9). Confirma-se que, qualquer combinação utilizada variando-se os ângulos de trabalho (α , β e γ) das articulações MCF, IFP e IFD, faz com que a trajetória da ponta do dedo (Ponto D), permaneça dentro do espaço de trabalho. Destaca-se que o limite do movimento representado pelo espaço de trabalho é coincidente com o último ponto obtido com o curso total dos três atuadores, de modo que o limite do movimento do dedo saudável é obtido pelo mecanismo de reabilitação. Portanto, este modelo é referência para o desenvolvimento de um mecanismo capaz de reabilitar os dedos das mãos, devido a relação entre os ângulos de articulação, comprimentos das falanges e curso do atuador. Finalizando no processo de montagem do mecanismo, o estudo do sistema de acionamento e do sistema de controle como proposta de estudos futuros.

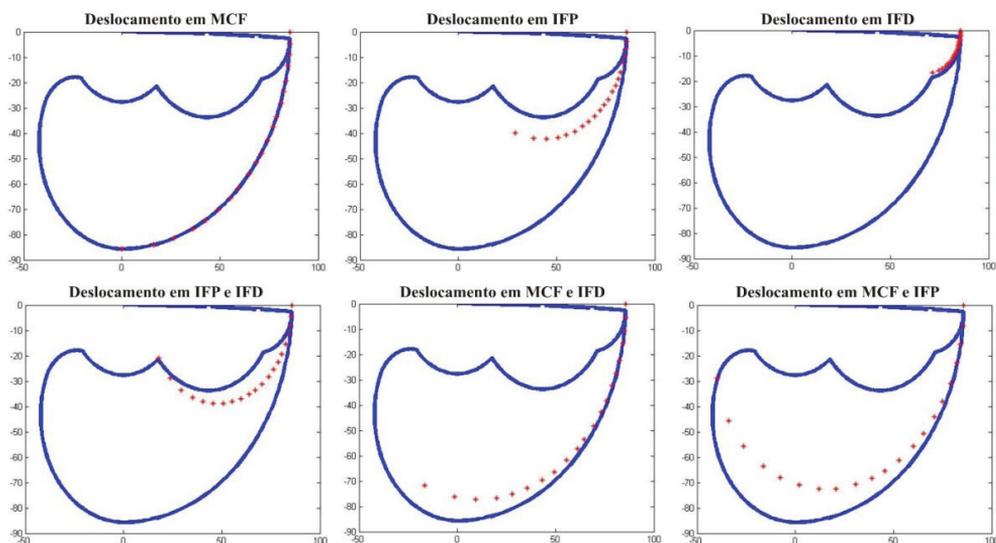


Figura 25.8 Trajetórias do ponto D.

Fonte: O Autor.

Referências

CARVALHO, D. et al. Adaptação dos pacientes ao uso de próteses mioelétricas: Estudo do tratamento fisioterápico e possíveis alterações fisiológicas. São Paulo: USP, 2000.

- CIPA, C. I. de Prevenção de A. Ministério da Previdência e Assistência Social divulga Anuário Estatístico 2013. 2015. Disponível em: <<http://revistacipa.com.br/ministerio-da-previdencia-e-assistencia-social-divulga-anuario-estatistico-2013/>>. Acesso em: 12/07/2016.
- COUTO, H. D. A. Ergonomia aplicada ao trabalho: o manual técnico da máquina humana. Belo Horizonte: Ergo, v. 1, p. 353, 1995.
- CUTKOSKY, M. R. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on, IEEE*, v. 5, n. 3, p. 269-279, 1989.
- DALLEY, A. F.; MOORE, K. Anatomia orientada para a clínica. 5a. ed., Rio de Janeiro: Guanabara, Koogan, 2007.
- DELLON, B.; MATSUOKA, Y. Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation magazine, Citeseer*, v. 14, n. 1, p. 30, 2007.
- ENGELBERG, A. M. A. Guides to the evaluation of permanent impairment. [S.l.]: American Medical Association Press, 1990.
- FREIVALDS, A. Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries. [S.l.]: CRC Press, 2011
- GASPAR, H. M. S. Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos. Tese (Doutorado) – Universidade do Porto, 2010.
- GRAAFF, K. V. D. Human Anatomy. McGraw-Hill Higher Education, 1991. ISBN 9780697078964.
- HALL, S. J. Biomecânica básica. [S.l.]: Grupo Gen-Guanabara Koogan, 2000.
- HEO, P. et al. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, v. 13, n. 5, p. 807-824, 2012.
- KAPANDJI, A. Fisiologia articular: Membro superior (298 p.) v. 2. Membro inferior (280 p.) v. 3. Tronco e coluna vertebral (253 p.). Medicina Panamericana, 2003. (Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana). ISBN 9788530300425.

- LEVANGIE, P.; NORRIN, C. Joint structure and function. a comprehensive analysis. FA Davis Co, 2005.
- MORAES, A. D.; MONT'ALVAO, C. Ergonomia – Conceitos e Aplicações: Metodologia Ergonômica. 2AB EDITORA, 2000. ISBN 9788590286240.
- NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. Bone & Joint Journal, Bone and Joint Journal, v. 38, n. 4, p. 902-913, 1956.
- NETTER, F. H. et al. Atlas of human anatomy. [S.l.: s.n.], 2006. v. 11.
- POLIS, J. E. Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos. Biblioteca Digital da Unicamp, 2009.
- SANTANA, V. et al. Acidentes de trabalho não fatais: diferenças de gênero e tipo de contrato de trabalho non-fatal occupational injuries: gender and job contract differences. Cad. Saúde pública, SciELO Brasil, v. 19, n. 2, p. 481-493, 2003.
- SILVA, A. L. Desenvolvimento de um sistema para reabilitação de dedos. 2011
- SOBOTTA, J. Sobotta Atlas de anatomia humana. Guanabara-Koogan, 2006. ISBN 9788527711944.
- TUBIANA, R. Architecture and functions of the hand. The hand, WB Saunders Philadelphia, v. 1, p. 19-93, 1981.
- TURNER, J. A.; FRANKLIN, G.; TURK, D. C. Predictors of chronic disability in injured workers: a systematic literature synthesis. American journal of industrial medicine, Wiley Online Library, v. 38, n. 6, p. 707-722, 2000.
- VILLARREAL, M. R. 2007. Disponível em: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheme_human_hand_bones-en.svg. Acesso em: 04/08/2016.