

# Influência de Particularidades da Cinemática dos Membros Superiores Antropomórficos na Comunicação Cotidiana por Gestos.

Silva; Nilton C. / Rosário; João M.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA  
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO  
CP 6051 CEP 13083-970, Cidade universitária “ Zeferino Vaz”– Campinas SP  
e-mail: nilton@fem.unicamp.br.

**RESUMO:** O assunto abordado neste artigo é o modelo cinemático analítico dos membros superiores antropomórficos utilizando transformações homogêneas e a convenção de Denavid Hartenberg, que são definidos para a robótica, mas direcionado aqui para a análise do corpo humano visando a produção de próteses ativas. Neste estudo destaca-se as ações do braço que tem um comportamento mecânico mais complexo do que aquele que observamos ao fazer uma análise preliminar e superficial da resposta externa nos movimentos de pronação e supinação encontrados no braço natural. Em seguida, é feita uma análise das articulações dos dedos da mão, onde destaca-se que o polegar, muito embora tenha uma estrutura semelhante às dos outros dedos quando observado externamente, possui um ângulo de inserção na mão diferenciado dos demais, o que o torna a ferramenta mais ativa e especial e um símbolo da inteligência, força.

**Palavras Chave:** Biomecânica, Cinemática, Polegar, Prótese, Protótipo, Membro superior, Gesto, Pronação, Supinação, Comunicação

## 1 – Introdução

Estima-se que mais de 12% das pessoas são portadoras de deficiências físicas no Brasil. Muitos destes em função de acidentes de trânsito, trabalho, esportes radicais, conflitos pessoais, delinquência, má formação de origem genética, de causas naturais e devido às doenças degenerativas e patogênicas, como exposto em (PELTIER, 1999) e (Andrade, 1999).

Um portador de deficiência, pode ser inativo, mas as vezes, além disto, pode ocupar uma ou mais pessoas que deixam de estar ativas para o crescimento social e também econômico para dedicar-se ao deficiente. É para reduzir estes impactos, que o desenvolvimento de metodologias para modelagem, implementação e controle de sistemas biomecânicos antropomórficos com a fabricação de prótese antropomórficas foi proposto

Analisando-se com atenção, percebe-se que os movimentos das articulações são mais complicados e linearmente dependentes uns dos outros num braço do que num robô. Além de força, o braço desempenha papel também na comunicação e expressão. Os complexos movimentos de supinação e pronação do braço e as articulações dos dedos, especialmente do polegar que é forte e foge do padrão dos demais dedos, são importantes na comunicação, destacando-se nos gestos que complementam a comunicação cotidiana das pessoas comuns, e sendo essencial no código de **surdo mudos**.

Visando-se a construção de uma prótese baseada na observação dos membros naturais, e a fim de evitar a rejeição pelo paciente, é proposto aqui um estudo com modelagem e simulação da cinemática do braço utilizando-se as transformações homogêneas e a convenção de Denavid Hartenberg, e da dinâmica de um braço planar usando Euler-Lagrange.

Nas demais seções deste artigo, uma técnica gráfica para visualizar e determinar os parâmetros angulares das transformações homogêneas entre dois elos vizinhos a uma junta

estudada, é destacada. Um modelo do polegar com apenas quatro graus de liberdade com um protótipo da cadeia cinemática do braço é apresentado, de tal forma que sejam capazes de realizar as mais complexas configurações cinemáticas pertinentes a eles no processo de comunicação de surdo mudos. O estudo do polegar é realizado comparando-se a sua postura com aquela apresentada pelos demais dedos.

## 2 – Transformações Homogêneas

A cinemática é o estudo da descrição dos movimentos incluindo considerações de espaço e de tempo, (Hall, 1991). Na robótica, o modelo cinemático é determinado com o auxílio de THs - Transformações Homogêneas, veja (SPONG, 1989), onde cada elo rígido é solidário a um sistema de coordenadas que se move com ele, em torno e ao longo dos eixos das juntas, conforme sejam respectivamente rotacionais e prismáticas.

Uma TH, é a função de transferência matricial de ordem 4x4 que permite relacionar estes dois sistemas de coordenadas e referir elementos de um sistema de coordenadas para o outro. Considerando que o sistema de coordenadas é composto de três eixos de coordenadas x, y e z, dispostos 90° um do outro seguindo a regra da mão direita, as TH mais elementares são rotações e translações puras em torno ou ao longo destes três eixos.

### 2.1 – Recordando a Convenção de Denavit Hartenberg

Com a finalidade de simplificar e padronizar estas operações através da cadeia cinemática de um manipulador de muitos graus de liberdades, criou-se a convenção de Denavit Hartenberg, veja (SPONG, 1989), na qual uma matriz DH que é composta pelo produto de até quatro THs elementares cada uma representando em seqüência, uma rotação  $\theta_i$  seguida de uma translação  $d_i$  no eixo  $z_{(i-1)}$  e uma translação  $a_i$  seguida de uma rotação  $\alpha_i$  ao longo do eixo  $x_i$ . A definição do diagrama simbólico das articulações se dá por uma seqüência de nove passos, veja (SPONG 1989), que definem os quatro parâmetros para cada articulação básica do tipo rotacional ou prismática. Articulações complexas do tipo esféricas são decompostas em articulações simples, cada uma representa um grau de liberdade. Conforme, a DH mais genérica que é definida na equação 1, onde  $s = \text{seno}$  e  $c = \text{cosseno}$ .

$$DH = A_i = Rot_{z,\theta} Trans_{z,d} Trans_{x,a} Rot_{x,\alpha} \quad \text{ou} \quad A_i \triangleq \begin{vmatrix} c\theta_i & -s\theta_i c\alpha_i & s\theta_i s\alpha_i & a_i c\theta_i \\ s\theta_i & c\theta_i c\alpha_i & -c\theta_i s\alpha_i & a_i s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (1)$$

### 2.2 – Definindo a Técnica do SCI - Sistema de Coordenadas Intermediário

O principal problema que encontra-se na determinação das THs e DHs para modelagem cinemática antropomórfica completa, é a definição e visualização dos parâmetros de forma coerente, tanto para uso simples das THs como das DHs. Depois de múltiplas tentativas com os diagramas simbólicos das articulações dos membros e da coluna vertebral, e diversas repetições e estudo foi encontrada uma solução padrão e estável para definir todos os parâmetros. Verificou-se que a divisão das DHs em duas, separando as transformadas em z e em x, permite o estabelecendo de um sistema de coordenadas entre aqueles dois elos de cada articulação. Assim as translações elementares  $a$  e  $d$  podem ser identificadas através da análise do diagrama simbólico de articulações, já as rotações  $\alpha$  e  $\theta$ , podem ser mais convenientemente verificados conforme os cinco pontos abaixo:

- Se dois eixos dos Sistema de Coordenada (SC) dos elos vizinhos da articulação estiverem alinhados, então  $\alpha$  e  $\theta$  são ambos nulos.
- Se uma rotação, somente em  $z_{(i-1)}$ , pode alinhar todos os eixos do  $SC_{(i-1)}$  com os eixos correspondentes do  $SC_{(i)}$ , esta rotação determina o ângulo  $\theta_i$ , e  $\alpha$  é nulo.
- Se uma rotação, somente em  $x_{(i-1)}$ , pode alinhar todos os eixos do  $SC_{(i-1)}$  com os eixos correspondentes do  $SC_{(i)}$ , esta rotação determina o ângulo  $\alpha_i$ , e  $\theta$  é nulo, veja a esquerda na figura 1.
- Se porém, nenhuma destas condições anteriores forem atendidas, então traça-se um SCI - Sistema de Coordenadas Intermediário entre o  $SC_{(i-1)}$  anterior e o  $SC_i$  posterior a articulação analisada, veja a direita da figura 1. O SCI é um sistema de coordenadas, inicialmente paralelo ao  $SC_{(i-1)}$  girado em torno do eixo  $z_{(i-1)}$  até alinhar seu eixo  $x$  ao eixo  $x_i$  do  $SC_{(i)}$ , este giro determina o ângulo  $\theta_i$ . Já o ângulo  $\alpha_i$ , consiste no ângulo que o eixo  $z$  deve girar em torno do eixo  $x$  do SCI, até o eixo  $z$  alinhar-se ao eixo  $z_i$  do  $SC_i$ . veja exemplo ilustrado na figura 1.
- Se esta última condição não for possível é porque o diagrama da cadeia cinemática para a convenção de Denavit-Hartenberg não é apropriado, logo deve ser corrigido.

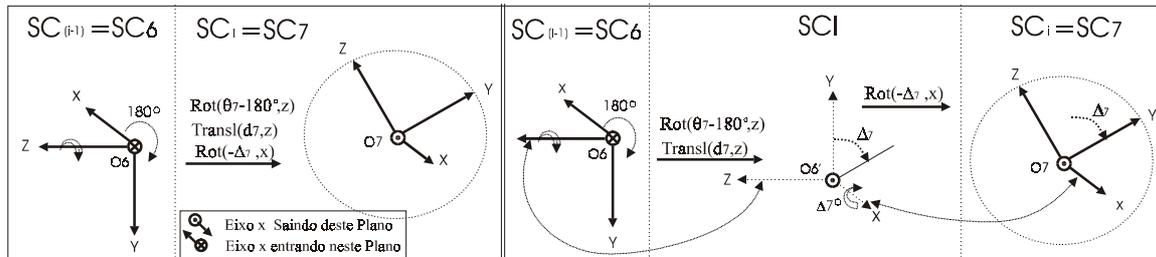


Figura 1:  $SC_6$  e  $SC_7$  da articulação do cotovelo, isolados a esquerda e com um SCI a direita

Para uma estrutura com uma cadeia de  $n$  GL, encontra-se  $n$  DHs,  $(A_1 \dots A_i \dots A_n)$ , da base para a ponta da cadeia, cada uma, definida por quatro parâmetros,  $a$ ,  $d$ ,  $\alpha_i$  e  $\theta_i$ , que representam quatro TH elementares para cada GL. Ficam definidas também um conjunto de produtos de matrizes  $(T_0 \dots T_i \dots T_n)$ , tal que  $(T_i = T_0^i)$ , onde  $(T_j^i = A_j \cdot A_{(j+1)} \dots A_j \cdot A_{(j+1)} \dots A_{(i-1)} \cdot A_i)$ , relaciona as coordenadas de dois elos genéricos  $i$  e  $j$  dentro da cadeia, assim  $T_0^i$  relaciona o SC do elo  $i$  com o sistema de coordenadas referencial ou da base.

Em (SPONG, 1989) é verificado que qualquer matriz de TH, pode ser invertida, transpondo-se a parte rotacional e invertendo-se o sinal da parte translacional, fornecendo-se a transformada inversa entre qualquer sistemas de coordenadas. Requerendo no entanto uma análise especial para verificar problemas de singularidades, veja detalhes (SPONG 1989).

### 3 – Análise Mecânica da Supinação e Pronação do Braço

Visando uma ilustração prática, foi montada a figura 2, onde tem-se em as fotos: 1 do braço natural, 2 de seu protótipo com todas as juntas decompostas em articulações cilíndricas, e do seu RX, onde os movimentos de pronação e supinação do braço se dão em três passos.

Analisando-se os Raios X indicados com 3 na figura 2, verifica-se que é difícil reproduzir e acionar um protótipo, a partir dos meios tecnológicos atuais e de tal forma que realize os movimentos de pronação seqüência C, B e A e supinação seqüência A, B e C, mantendo-se as mesmas estruturas das articulações radioulnar proximal e distal do braço natural indicado com

1. Por esta razão, foi analisada e definida uma outra estrutura indicada com 2 na figura 2, que pode produzir o mesmo efeito e que manter a aparência externa do braço natural.

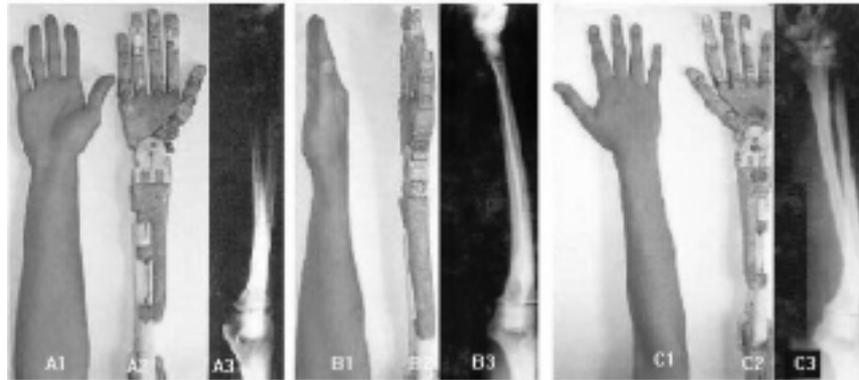


Figura 2: Passos ABC da pronação e CBA supinação do braço, 1 natural, 2 de um protótipo e 3 em RX.

Veja estas características também no diagrama da figura 3, onde distingui-se três eixos, o eixo das articulações radioulnares *PS*, o eixo longitudinal médio do braço *L*, e o eixo vertical *V* em torno do qual se espera que aconteça a pronação e a supinação. Como a articulação pura das junções radioulnares não produz a supinação e pronação vertical esperada, só resta concluir que para que isto ocorra, se houver movimentos associados destas articulações em conjunto com as articulações humerorradial e do ombro, escápula e clavícula.

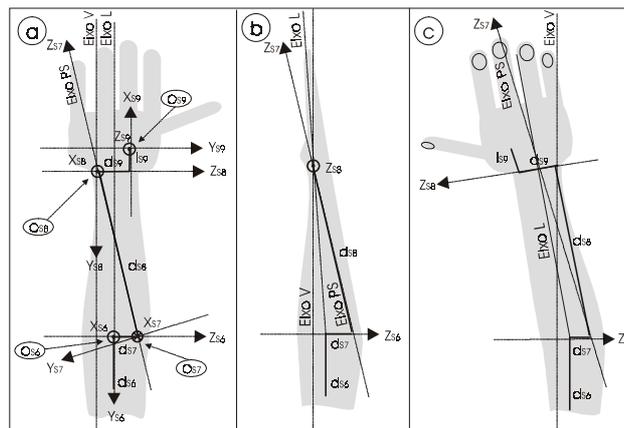


Figura 4: Articulações radioulnares Eixos  $Z7$ , e eixo vertical de pronação e supinação esperado

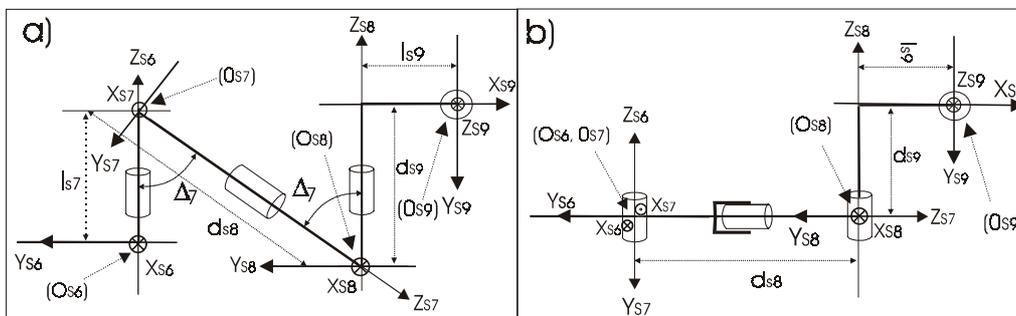


Figura 4: Comparação dos diagramas de articulações a) do braço direito e b) do seu protótipo

Na figura 4, os diagramas simbólicos do modelo cinemático do braço e seu protótipo permite comparar entre ambos, a questão da pronação e supinação, pois a inclinação  $\Delta 7$  do eixo  $z7$ , das junções radioulnares proximal e distal é destacada na figura 4a.

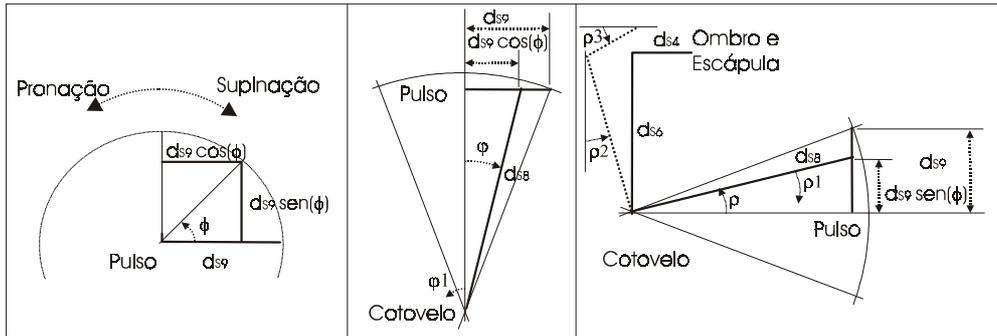


Figura 5: Detalhes da dependência da supinação e pronação efetivas das várias juntas do membro superior

A análise da figura 5, permite quantificar a dependência da pronação das demais juntas do membro superior. Quando o rádio, de largura  $ds9$  no pulso, gira um ângulo  $\phi$  em torno da ulna, a largura e altura efetiva do pulso passa a ser respectivamente  $ds9 \cdot \cos(\phi)$  e  $ds9 \cdot \sin(\phi)$  veja quadro 1. Para que o eixo L longitudinal médio do braço mantenha-se sempre no mesmo alinhamento relativo a largura, o braço deve recuar numa proporção  $ds9(1-\cos\phi)/2$  metade da redução média experimentada opondo ao movimento. Conforme o quadro central da figura 5, isto implicará numa variação aproximada do ângulo  $\phi$  do ombro em torno de  $\Delta\phi \cong \text{atg}[ds9(1-\cos\phi) / (2 \cdot ds8)] \leq \text{atg}[ds9 / (2 \cdot ds8)] \cong 7,13^\circ$  para um comprimento do braço de  $ds8=0,3m$  e do pulso de  $ds9=0,075m$ . Da mesma forma, para compensar a elevação igual a  $ds8 \cdot \sin(\phi)$ , conforme quadro da direita da figura 5, o cotovelo com o ombro e a escápula recuam o braço que teria um ângulo de ascendência  $\rho$  até metade deste ângulo, para que o eixo longitudinal do braço se mantenha no mesmo alinhamento médio. Assim, o ângulo  $\rho1$  do cotovelo mais o ângulo  $\rho2$  do ombro e escápula deve ser igual a metade do ângulo de ascendência  $\Delta\rho = \rho1 + \rho2 = \text{atg}[ds9(1-\sin\phi) / (2 \cdot ds8)] \leq \text{atg}[ds9 / (2 \cdot ds8)] \cong 7,13^\circ$ .

#### 4 – Análise Mecânica das Articulações do Polegar

As articulações dos dedos da mão constituem uma parte da cadeia cinemática dos membros superiores antropomórficos que chamam bastante atenção, primeiro porque se for analisado a organização somatotrópica do córtex cerebral humano, verifica-se que a área que controla a mão, especialmente o polegar, é muito grande em relação às outras, veja em (EYZAGUIRRE, 1973). Isto ocorre porque nas condições evolutivas atuais da espécie humana, a mão se tornou um potente e polivalente instrumento no processo de comunicação cotidiana por gestos e na percepção, substituindo outros sentidos, por exemplo de surdo-mudos e cegos.

Compare o raio X e o protótipo da mão na figura 6. Enquanto as demais articulações dos dedos projetam para dentro da mão atuando quase que num plano, a primeira articulação do polegar pode torce-lo fazendo com que este atue num grande volume espacial e de diversas maneiras,

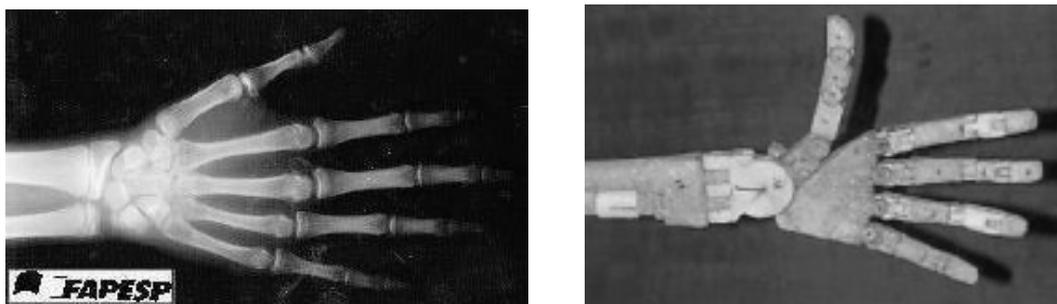


Figura 6: Detalhes da mão, Raio X a esquerda e Maquete da cadeia cinemática a esquerda

O que verifica-se na verdade, é que ao contrário dos demais dedos, o polegar se projeta para a lateral da mão, e sua primeira articulação é composta de dois graus de liberdade, e não três, a prioridade dos movimentos são diferentes em relação aos demais dedos. Há uma hierarquia nos limites dos ângulos e sentido dos eixos de rotações.

O que mais chama a atenção no polegar, são as especialidades atribuídas a eles nos últimos estágios da evolução natural, atuando nas múltiplas funções e habilidades exercidas pela mão. Um polegar com quatro graus de liberdades, conforme (Spence, 1991), (Kapit, 1977) e (Hall, 1991), é destacando dos demais dedos pelo seu modo de inserção na mão, o que foi comprovado através do protótipo que gera as mesmas respostas esperadas do polegar natural, veja figura 5 e 9

Observando protótipo ou maquete a direita da figura 5, verifica-se que enquanto os eixos do primeiro grau de liberdade é ortogonal ao plano da imagem, dificultando flexão lateral dos dedos, o primeiro eixo do polegar é paralelo ao plano da imagem e oblíquo ao eixo central do braço, o conferindo maior flexibilidade. Além disto, os eixos das demais articulações, ficam sempre ortogonais aos correspondentes do polegar, quando o mesmo está na lateral da mão veja figura 7b, 7c e 7d. Mas quando o primeiro grau de liberdade gira até o polegar encontrar a palma da mão ou ficar ortogonalmente a ela, os eixos das articulações superiores a ela em todos os dedos podem ficar quase paralelos, veja figuras 7a e 7d. O diagrama das articulações do polegar, é apresentado na figura 8.

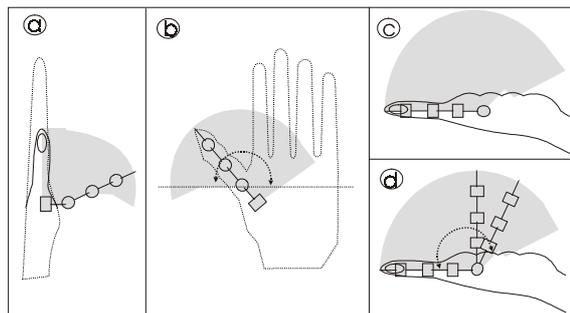


Figura 7: Características e volume de trabalho do polegar

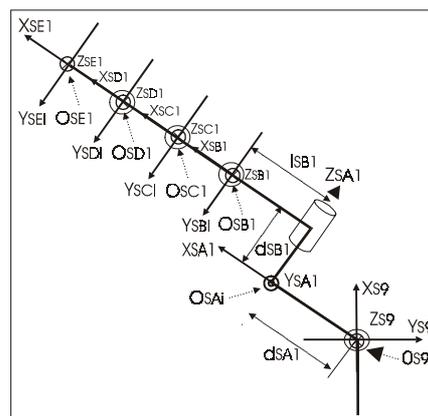


Figura 8: Diagrama das articulações do pulso até a extremidade do polegar

## 5 – Resultados e Conclusões

Usando-se a convenção de Denavit Hartenberg e o teorema do SCI, define-se o modelo cinemático do braço e do seu protótipo, respectivamente representados à esquerda e a

direita da tabela I. Onde o  $\Delta_7$  é o ângulo entre o eixo longitudinal médio do braço e o eixo das articulações radiolunares, envolvidos no processo de pronação e supinação do braço.

Aplicando-se também esta técnica nos dedos do protótipo da mão, define-se na tabela II, as DHs matrizes de transformações Homogêneas do polegar a esquerda e dos dedos comuns a direita. Enfatizamos que para a mão natural os valores  $l_{EBi}$  e  $l_{EBi}$  são nulos, pois os dois primeiros graus de liberdade de cada dedo são concêntricos. Veja também na figura 9, que o polegar do protótipo, contendo apenas 4 graus de liberdade, pode assumir as configurações mais complexas da mão natural nos processos de comunicação.

Verificou-se também que os processos de supinação e pronação, também amplamente usados da comunicação cotidiana, são dependentes de muitas outras articulações, sejam elas radiolunares, úmerorradial, do ombro ou escapulares.

Tabela I – Parâmetros cinemáticos do Protótipo do braço a esquerda e braço e punho naturais a direita.

	a	$\theta=\theta'+\Delta$	d	$\alpha$		a	$\theta=\theta'+\Delta$	d	$\alpha$
E7	0	$\theta_{E7i}$	$d_{E7}$	$\Delta_7$		0	$\theta_{E7i}$	0	$-90^\circ$
E8	0	$\theta_{E8i}$	$d_{E8}$	$\Delta_8$		0	$\theta_{E8i}$	$d_{E8i}$	$-90^\circ$
E9	0	$\theta_{E9i}$	$d_{E8}$	$-90^\circ$		$l_{E9}$	$\theta_{E9i}$	$d_{E8i}$	$-90^\circ$

Tabela II – Parâmetros cinemáticos do protótipo do polegar a esquerda dos demais dedos a direita.

	a	$\theta=\theta'+\Delta$	d	$\alpha$		a	$\theta=\theta'+\Delta$	d	$\alpha$
E <i>A</i> <sub>i</sub>	$d_{EAi}$	$\theta_{EAi}$	0	$-90^\circ$		$l_{EAi}$	$\theta_{EAi}$	$d_{EAi}$	$-90^\circ$
E <i>B</i> <sub>i</sub>	$l_{EBi}$	$\theta_{EBA}$	$d_{EBi}$	$-90^\circ$		$l_{EBi}$	$\theta_{EBi}$	0	$-90^\circ$
E <i>C</i> <sub>i</sub>	$l_{ECi}$	$\theta_{ECi}$	0	0		$l_{ECi}$	$\theta_{ECi}$	0	0
E <i>D</i> <sub>i</sub>	$l_{EDi}$	$\theta_{EDi}$	0	0		$l_{EDi}$	$\theta_{EDi}$	0	0
E <i>E</i> <sub>i2</sub>	$l_{EE2}$	$\theta_{EE1}$	0	0		$l_{EEi}$	$\theta_{EEi}$	0	0

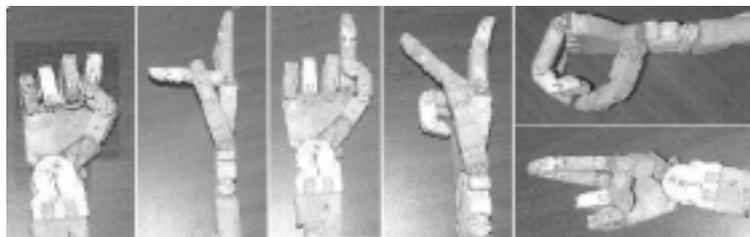


Figura 9: Diferentes posturas do Polegar para as Letras E, F, G, H, O e R do código ABC dos Surdo-Mudo

Finalmente, ressalta-se que a técnica do Sistema de Coordenadas Intermediários proporciona duas vantagens no estudo da cinemática antropomórfica. Primeiro, proporciona uma forma de verificar se a disposição da cadeia cinemática pré estabelecida, é razoável. Em segundo lugar, torna-se uma forma de determinar e visualizar os parâmetros de Denavit Hartenberg, facilitando, o aprendizado, o ensino, e a definição do modelo cinemático de estruturas de sistemas multiarticulados de corpos rígidos complexos, tais como aquelas dos corpos e membros dos vertebrados, especialmente do homem, facilitando a modelagem e estudo analítico de próteses e robôs antropomórficos.

Para completar este trabalho, as respostas da simulação cinemática de um protótipo sobre dimensionado de uma prótese simplificada de um membro superior, a 50 pontos de amostragem em 5 segundos, contendo o antebraço, braço e a mão, cada um com um grau de liberdade, massa 4.6kg, 2.6kg e 1.6kg e comprimento 0,5m 0,5m 0,1m. A figura 10a mostra o comportamento do braço, enquanto 10b mostra as posições ou variáveis, 10c a velocidade e 10d as acelerações das articulações. Já a figura 11 mostra a resposta dinâmica ou torque em

cada articulação determinadas pelo método de Euler-Lagrange, com distinção das modificações oriundas dos tipos de acionamentos, direto, indireto remoto e local escolhidos para uma destas articulações, veja detalhes em (Silva, 1998).

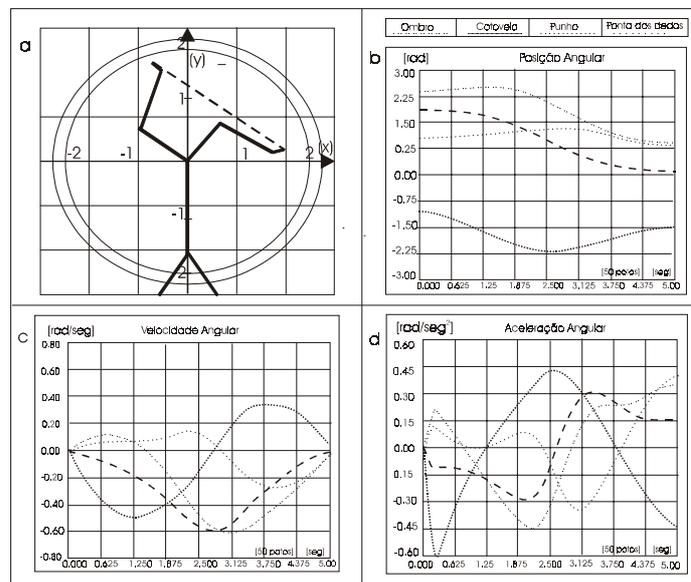


Figura 10: a) Braço planar de 3GL seguindo linha, b) posições, c) velocidades, d) acelerações

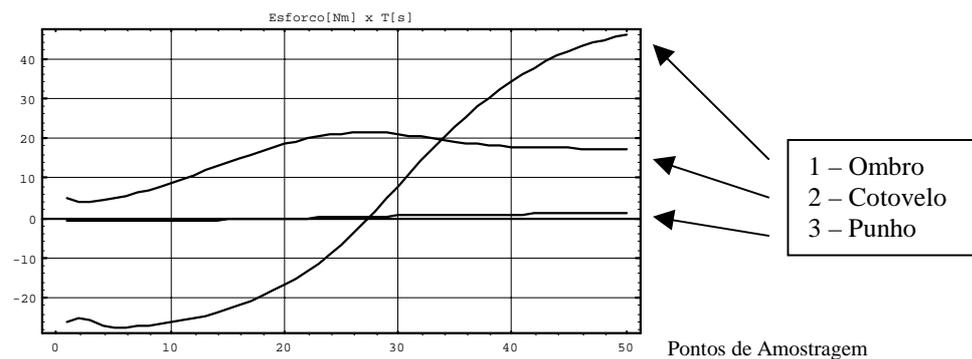


Figura 11: Torques do ombro em [Nm], cotovelo e punho do braço planar simulado acima.

## 6 – Agradecimentos:

À Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup> Inês C. M. R. Pereira Diretora do Dep<sup>to</sup> de Radiologia do Hospital de Clínicas da UNICAMP e a FAPESP pelo apoio a este programa.

## 7 – Bibliografia:

- [1] ANDRADE, Goulart; Programa Jornalístico Reporter Record, Rede Record de TV 1999
- [2] HALL; Susan., Biomecânica Básica, Rio de Janeiro, ed. Guanabara Cougan II, 305 p. 1991.
- [3] KAPIT; Wynn, Elson; M. L. Anatomia: Manual para Colorir, São Paulo, ed Harper H. B, 142p., 1977.
- [4] PELTIER, Márcia; PROGRAMA MÁRCIA PELTIER PESQUISA, Rede Badeirantes de TV, 1999
- [5] SILVA, N. C., Rosário, J. M., Badan Palhares, A. G., Seleção de Atuadores e Acionamento de Juntas Robóticas Integrada à Modelagem Dinâmica de Manipuladores Industriais. Campinas: Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, UNICAMP, 1998, 310 p., (Tese de Doutorado: em Engenharia Elétrica).
- [6] SPENCE; Alexandre P., Anatomia Humana Básica, ed. Manoelle Ltda, São Paulo, 1991, p. 713.
- [7] SPONG, M. W.; VIDYASAGAR, M. “Robot Dynamics and Control”, 1989.