

**Anais do  
VII Seminário Multidisciplinar ENIAC Pesquisa 2015  
VII Encontro Da Engenharia Do Conhecimento Eniac  
VII Encontro De Iniciação Científica Eniac  
VII Fábrica de Artigos**

## **DISPOSITIVO DE AQUISIÇÃO DO MOVIMENTO PARA MEMBRO SUPERIOR**

*ACQUISITION DEVICE MOTION FOR UPPER LIMB*

---

**Marco Antônio Fumagalli  
Paulo César da Silva Emanuel  
Silvio Celso Peixoto  
Valdir Costa  
Caique Movio Pereira de Souza**

Caique Movio Pereira de Souza é Graduando em Engenharia Mecatrônica Faculdade Eniac.  
Marco Antônio Fumagalli é Doutor em Ciências da Engenharia com ênfase em mecatrônica Centro Educacional da Fundação Salvador Arena – CEFSA.  
Paulo César da Silva Emanuel é Doutorando em Engenharia Biomédica Faculdade Eniac.  
Silvio Celso Peixoto. Doutorando em Engenharia Biomédica. Centro Educacional da Fundação Salvador Arena – CEFSA.  
Valdir Costa é Mestrando em Engenharia Biomédica. Centro Educacional da Fundação Salvador Arena – CEFSA.

---

## RESUMO

O artigo propõe o desenvolvimento de um dispositivo mecânico assistido por sensores para leitura biométrica de posições dos eixos de movimento do ombro. O dispositivo desenvolvido sob forma de um exoesqueleto passivo posiciona do sobre ombro, deve efetuar por elementos eletrônicos específicos, a leitura das amplitudes dos movimentos angulares dos membros superiores.

**Palavras-chave:** Reabilitação motora, ombro, encoder.

## ABSTRACT

The article proposes the development of a mechanical device assisted by sensors for biometric scanning positions of shoulder motion axes. The device designed in the form of a passive exoskeleton on placed on the shoulder, should reading by specific electronic elements the amplitudes of angular movements upper limb.

**Keywords:** Motor rehabilitation, shoulder, encoder.

## 1. INTRODUÇÃO

Avaliações biomecânicas dos membros superiores têm sua análise relacionada com as atividades da vida diária, fornecendo assim informações para aplicação na reabilitação. Essa mensuração, no entanto, é uma atividade complexa

devido à quantidade de articulações e movimentos interdependentes (ENGIN, 1989).

A estruturação das atividades humanas se baseia nos movimentos e na autonomia gerada pelas atividades da vida diária. Existem diversas propostas de questionários e tabelas avaliativas para determinar o índice de resultados do tratamento para atividades da vida diária (AVDs). Dentro destes sistemas de critérios alguns buscam diferenciar atividades básicas de auto sustento para a vida diária e as instrumentais que permitem o manuseio dos dispositivos do ambiente externo ao lar. O tratamento fisioterápico é direcionado na busca do desempenho funcional associado à extensão da lesão, assim os exercícios e o tratamento são dirigidos a um ou mais grupos estruturais associados ao movimento que se pretende recuperar. Com uma tabela definindo os movimentos e parametrizando a sua evolução, podemos associar com a aplicação do dispositivo valores numéricos para medição da evolução de cada item da tabela.

Segundo o IBGE há aproximadamente 13,36 milhões de deficientes físicos no Brasil em 2010 (7% da população brasileira), o número de pessoas com alguma deficiência motora subiu 2% no Brasil entre 2000 e 2010, segundo a mesma pesquisa, a reabilitação de membros superiores tem aumentado a cada ano, sendo o ombro a articulação com mais injúria. Lesões na região do ombro foram responsáveis por 21,91% dos casos na sociedade brasileira em 2013, segundo o relatório no sítio do Ministério da Saúde.

Nos últimos anos, houve um aumento de pesquisas e desenvolvimento de projetos para auxiliar na reabilitação de

movimentos com auxílio de sistemas mecânicos e robóticos.

A evolução tecnológica de sensores e sistemas eletrônicos juntamente com softwares nos têm permitido uma evolução nos equipamentos aplicados na medição de resultados, gerando sinais e respostas de melhor qualidade com sistemas mais simples e compactos, não dificultando os movimentos dos pacientes e executando uma leitura biométrica dos graus de liberdade, resultando em informações para o paciente e ao terapeuta sobre a evolução da reabilitação.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para uma melhor compreensão dos movimentos, da posição anatômica, e da nomenclatura dos segmentos corporais foi padronizada uma postura padrão do corpo humano. Esta postura é denominada posição anatômica (KENDALL, 1995), vide Figura 1. Nessa posição de referência o corpo humano fica em uma postura ereta, face para frente, braços ao lado do corpo, palmas das mãos voltadas pra frente, com os dedos e polegares em extensão, os pés ficam unidos e voltados para frente. Essa posição é denominada, também, de posição zero.

A partir da posição anatômica o corpo humano é dividido em três secções imaginárias e perpendiculares, denominadas planos anatômicos. Esses cortes são utilizados como referências dos movimentos e direções dos segmentos. Os planos anatômicos são:

Plano coronal separa virtualmente o corpo em duas metades anterior ou ventral e posterior ou dorsal.

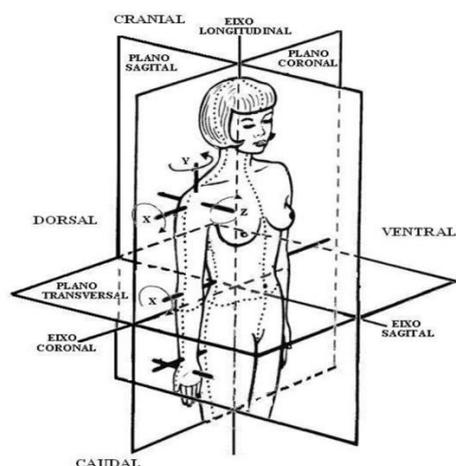
Plano sagital divide imaginariamente o corpo em duas metades, lateral esquerda e direito.

Plano transversal divide o corpo em duas metades superior e inferior.

Além desses planos padrões, outros são descritos para facilitar a representação das direções, movimentos e posição. Na separação das secções são geradas áreas denominadas planos tangenciais que são o plano ventral ou anterior; plano dorsal ou posterior; plano lateral direito e esquerdo; plano cranial ou superior e plano caudal ou inferior.

As uniões perpendiculares ortogonais dos planos formam linhas reais ou imaginárias, que são denominados eixos. Nesses locais ocorrem os giros dos movimentos. A nomenclatura dos eixos é associada às origens dos respectivos planos. Na figura 1, os eixos são denominados de x, y e z de acordo com (WU et al., 2005).

Figura1 - Posição anatômica



Fonte: Adaptado de Oatis (2004).

O ombro apresenta a maior amplitude de movimentos dentre todas as articulações do corpo humano, é uma articulação complexa e a mais móvel de todo o corpo humano, mas é pouco estável por sua anatomia articular, e isso se deve a frouxidão capsular associada a grande cabeça umeral e a rasa superfície da fosse glenoíde. (SANTOS, 1995). O ombro é uma articulação do tipo esferóide, possuindo movimentos nos três planos sagital, frontal e transverso, possibilitando no plano lateral os movimentos de giro flexão, extensão e hiperextensão, no plano cranial possibilita a movimentação de rotação medial e rotação lateral, no plano sagital possibilita os movimentos de abdução e adução.

O cotovelo é uma articulação que une o braço com o antebraço. Essa articulação complexa é reunida por uma cápsula articular, que espessada medial e lateralmente pelos ligamentos colaterais ulnar e radial, funciona como uma dobradiça e permite a abertura e fechamento dos braços (TORTORA, 2006). É uma articulação complexa, além de ser parecido com o dos primatas, apesar de ligar apenas três ossos: o úmero, à ulna e o rádio. O cotovelo possibilita a orientação nos três planos do espaço no membro superior, a articulação

rádio-ulnar constitui junto com o braço e o antebraço um compasso que possibilita uma grande amplitude de movimentos.

Para o desenvolvimento do dispositivo é necessário aprender sobre modelos biomecânicos que é uma representação de forma simplificada de um sistema dinâmico fornecendo um entendimento da cinemática de todo o sistema analisado.

No desenvolvimento de um modelo utilizam-se premissas acerca de como os elementos são conectados, e sua interação no conjunto das estruturas funcionais. A simplificação do sistema através de um modelo reduzido facilita o entendimento de todo o sistema. (THEODÓRIO, 2013).

Na construção de um modelo é necessária a obtenção de parâmetros coletados do sistema, medir as respostas, comparar a predição do modelo real anatômico com o modelo experimental e modificar o modelo experimental aproximando com o modelo anatômico.

Com os modelos biomecânicos é possível prever condições de posicionamento no espaço de todo o sistema, tendo apenas o conhecimento de alguns segmentos, sem a

necessidade de experimentação de vários posicionamentos em diversas coordenadas.

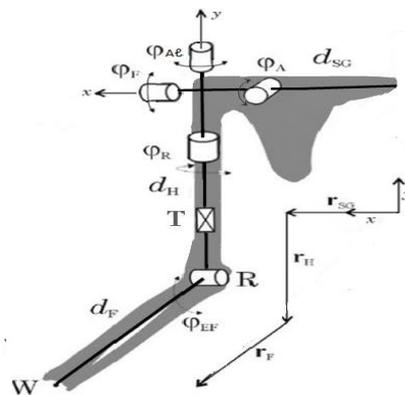
### 3. METODOLOGIA DE PESQUISA

Para o desenvolvimento do dispositivo foi realizado um modelamento matemático, para a explicação de uma posição, as trajetórias, a velocidade, a aceleração e a relação entre os

movimentos do ombro e cotovelo assim entendendo a biomecânica do movimento.

O modelo biomecânico utilizado nesta pesquisa é uma adaptação do modelo criado por Klopkar, que é uma representação simplificada do sistema da cintura escapular, braço e antebraço, que permitirá uma avaliação tridimensional cinemática do movimento do membro superior, e concomitantemente a sua utilização para a reabilitação, mostrado na Figura 2.

Figura 2 - Modelo adaptado de Klopkar



Fonte: Própria

O objetivo do exoesqueleto é possibilitar a movimentação e mensuração da amplitude tridimensional do movimento do membro superior. Para isso é necessário obter as posições no espaço alcançado pelo equipamento, quando colocado em um paciente.

Os valores angulares dos eixos podem ser lidos diretamente pelos sensores de posição, os encoders. Com a medida dos ângulos de cada eixo, é possível obter a posição final do punho, que é chamado de cinemática direta. O desenvolvimento do modelo matemático para ser obter a posição de um determinado ponto através da cinemática direta, é realizado com o desenvolvimento de uma matriz de transformação

homogênea, que é um conjunto básico de transformações no sistema ortogonal dado pelas matrizes rotacionais e translacionais.

Para que o projeto do exoesqueleto fosse desenvolvido, foi necessária avaliação dos movimentos do membro superior. Foi concebido um modelo cinemático do membro superior que considera as principais articulações do braço. Após a criação desta representação, foi iniciada a fase de desenvolvimento do dispositivo mecânico através de desenho 2D e 3D, projetados com o software Inventor®. A sua concepção mecânica permite à medida de seis graus de liberdade, isto é, quatro rotações da glenoumeral, uma translação do úmero, e uma rotação do cotovelo.

A estrutura mecânica foi desenvolvida com o intuito de coletar a variação angular de cada um dos eixos móveis do mecanismo e posição do punho no espaço. Foi desenvolvido um dispositivo que aloca encoders nas articulações do mesmo. Durante todo o processo de elaboração do projeto, a principal preocupação foi de adequar o modelo mecânico às exigências estruturais da anatomia humana. Além de possuir a flexibilidade para permitir os movimentos do membro superior sem restrições, o exoesqueleto deve atender a alguns requisitos básicos para que seja viável, sendo estes: o peso da estrutura, a fixação ao corpo do usuário e elementos mecânicos capaz de suportar os esforços exigidos.

O primeiro obstáculo levado em conta na construção foi o de permitir todas as movimentações do ombro e cotovelo, sem que as limitações mecânicas do protótipo atenuassem a movimentação do membro superior humano. Seguindo o modelo de Klopkar, foram realizadas as primeiras concepções sobre como deveria ser a estrutura mecânica do exoesqueleto.

Para aquisição da variação angular das cinco articulações foram confeccionados cinco eixos para medição. A medida angular é realizada através de encoders. Em cada um dos eixos são colocados ortogonalmente

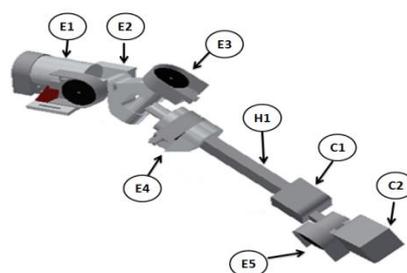
encoders, medindo assim um grau de liberdade. O dispositivo foi projetado para obter medidas com precisão, e auxiliar as terapias físicas funcionais.

Os eixos, que permite rotações, são mostrados na Figura 3, e medem cinco graus de liberdade. O dispositivo completo possui 5 eixos de rotação, uma junta deslizante linear(H1), que liga o conjunto do ombro ao cotovelo, e duas peças para mensuração no cotovelo.

Para aquisição da variação angular da articulação foram desenvolvidos cinco eixos em acrílico, com um grau de liberdade cada. Para a transmissão mecânica de um grau de liberdade foi fixado no centro de cada um dos eixos uma haste interna, que possibilita a rotação dos encoders na direção da rotação, assim captando os movimentos angulares de cada um dos eixos. Nesse capítulo será descrito a função e o movimento de cada um dos eixos.

O eixo 1(E1) mensura o movimento de flexão e extensão do úmero, o eixo 2(E2) realiza a medição da abdução e adução do úmero, o eixo 3(E3) medirá a abdução lateral do úmero, o eixo 4(E4) realiza a medida da rotação medial e lateral do úmero, o eixo 5(E5) mensura a rotação do cotovelo, e o conjunto(C1 e C2) mede a articulação do cotovelo.

Figura 3 - Esquema do conjunto mecânico do dispositivo



Fonte: Própria



A aquisição do sinal se dá com os sinais analógicos dos encoders sendo coletados pela placa de aquisição de dados, e enviados para conversão de sinais analógicos em sinais digitais pelo PIC e posteriormente enviados via Bluetooth, como sinais digitais para o computador que realiza o trabalho de supervisão onde é realizado o processamento dos dados e operações lógicas matemáticas realizadas no software LabVIEW®. Com este software foi também construído um supervisor para a análise dos sinais.

#### 4. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Como objetivo dessa pesquisa é analisar a precisão da medida, isto é, a precisão da medida dos ângulos de rotação

e translação. Faz-se necessário, então, a calibração do equipamento.

Para darmos início ao procedimento da calibração foram verificados os ângulos das articulações do equipamento, como por exemplo, o ângulo de abdução anatômico. Essas medidas são necessárias para serem colocadas no modelo matemático.

Foram verificados os centros dos eixos e marcados os pontos de interesse de verificação articular do movimento. Foram checados todos os encoders e confirmado o seu funcionamento com a movimentação do dispositivo. Foi verificada a aquisição dos sinais dos encoders através da placa de aquisição de dados, e a sua resposta no programa do computador. Após a confirmação da transmissão dos dados deu-se início ao procedimento de calibração do equipamento.

A calibração do equipamento foi realizada no corpo de um dos participantes do projeto, vide figura 6.

Figura 6 - Dispositivo no participante em posição neutra



Fonte: Própria

Com o dispositivo vestido em um dos participantes do projeto para ser verificado a calibração no corpo. Notou-se, a limitação mecânica que o colete de EVA ocasionava na movimentação do ombro, uma vez que um movimento de 90° de abdução do participante na correspondia a um movimento de 90° do aparelho mostrado no software.

Para adquirir a exata leitura do encoder em graus no movimento de abdução foi utilizado um goniômetro para verificar o grau que era apresentado no disco do encoder.

A composição final do mecanismo é um exoesqueleto do membro superior, passivo, unilateral direito, portátil, com seis graus de liberdade.

O conceito da construção do dispositivo é wearable robotics (robô de vestir), do mesmo modo que KREBS (1989) e KAZEROONI (1993) que consolidou esse formato de instrumental que envolve o corpo para avaliação e tratamento.

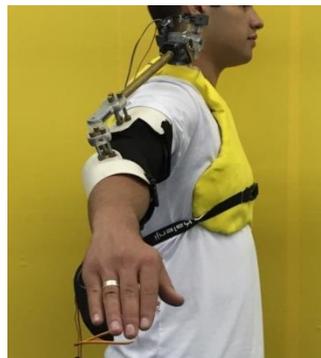
Nessa pesquisa foi observado com atenção a escolha do movimento, o dispositivo, sua localização no espaço de trabalho e sua aplicação, assim como Johnson et al (2007) que utilizaram um dispositivo para avaliação e terapia e destacaram os desempenhos.

O resultado é um equipamento tipo exoesqueleto passivo, portátil, com 6 graus de liberdade para a avaliação das amplitudes de movimento do membro superior e que auxilia a reabilitação, mensurando de forma tridimensional, de maneira não invasiva, as amplitudes de movimentos. Comparativamente esta construção, que também pode ser denominado a de wearable robotics (robô de vestir).

Foram realizados testes para a obtenção da precisão do equipamento. Com isso colocamos nosso dispositivo no corpo humano. Para a medição de todos os movimentos do membro superior foi solicitado ao participante da pesquisa que utilizasse o colete com o dispositivo, em postura ortostática e na posição neutra, a execução do movimento solicitado, foi mantida durante 5 segundos e depois voltando à posição neutra inicial.

Foi adotada essa metodologia para todos os movimentos de elevação; abdução e abdução lateral da GU Figura 7; e rotação e translação do úmero; extensão do cotovelo. O dispositivo consegue medir os movimentos do complexo do ombro e membro superior, avaliando os movimentos de flexão, abdução, abdução lateral, e rotação interna e externa do úmero; flexão do cotovelo. O dispositivo pode ser utilizado para a avaliação e a reabilitação do membro superior.

**Figura 7** - Equipamento no avaliado realizando abdução

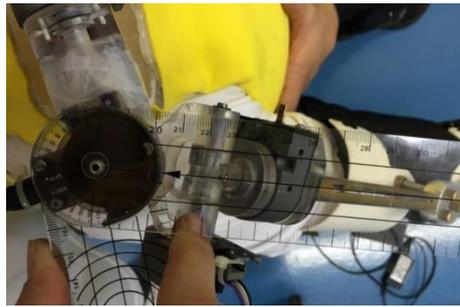


Fonte : Própria

Neste processo de aquisição do sinal do movimento, a medida em que é mostrado os ângulos de movimentação das

articulações no supervisor, era feito a verificação do valor através do goniometro para validar o equipamento Figura 8.

**Figure 8 - Validação com o goniômetro**



Fonte : Propria

O equipamento é capaz de mensurar isoladamente cada articulação e de forma conjunta os movimentos de abdução e abdução lateral. Os resultados dessa pesquisa estão em sintonia com Timmermans et al. (2009) que destacam as necessidades do *feedback* e classificam

esse tipo de visualização obtido por meio de tecnologia.

Foi mensurado primeiramente o valor da linha media axilar (LMA) através do goniômetro, a mensuração foi de 20°, mostrado na Figura 9.

**Figura 9 - Mensuração da linha média axilar**



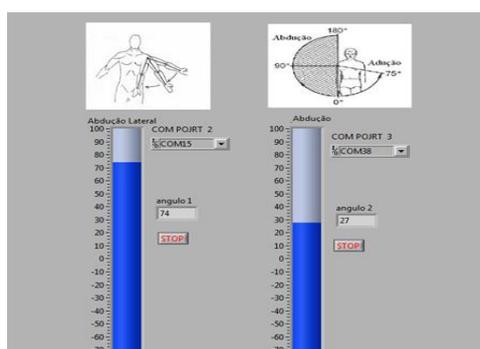
Fonte: Própria

O teste de leitura do movimento de abdução lateral, acoplado o encoder ao eixo 2, com a definição da posição de repouso do braço, considerando o valor da linha media axilar. Os resultados dos testes do movimento de abdução lateral demonstram que a leitura é realizada de forma adequada, conforme os testes de calibração realizados, possibilitando obter uma leitura

confiável do movimento. Com o braço parado, não houve nenhuma alteração no valor da leitura, enfatizando a boa escolha do encoder como instrumento de medição.

Com o braço atingindo o valor máximo dentro das limitações mecânicas, foi mostrado o valor de 74° no supervisor LabVIEW, conforme a Figura 10.

**Figura 10** - Supervisório mensurando abdução lateral



Fonte: Própria

Por último, foi executado a medição do goniômetro para a validação do movimento da abdução lateral, o goniômetro mostrou o valor de 74°. Com a mensuração foi mostrado que o equipamento é confiável, demonstrado que é possível se ter deste movimento através do mecanismo mecânico elaborado.

Assim como a leitura do movimento de abdução lateral, neste teste usando os mesmos parâmetros para realizar as medições, com os encoders acoplados ao eixo 3 com a leitura sendo feita a partir da posição de repouso vide Figura 11.

**Figure 11** – Medição de Abdução

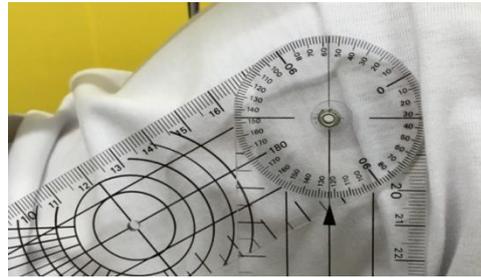


Fonte: Própria

Conforme o teste de flexão, o teste de abdução também se mostrou fiel quanto as suas medições, dentro das limitações mecânicas, através do supervisor apontou o valor de 31°. Por último, foi executado a medição do goniômetro para a validação do movimento da abdução, o goniômetro mostrou o valor de 56°, mostrado na Figura 12. Como é necessário considerar o valor de LMA, a mensuração foi mostrada que o equipamento é confiável, demonstrado que é

possível se ter deste movimento através do mecanismo mecânico elaborado.

Figura 12 - Mensuração da abdução



Fonte: Própria.

Ao final dos resultados, verificou-se que os valores obtidos comparados aos do goniômetro mecânico ficaram próximos, portanto chegamos a um sistema no qual é possível se obter a leitura dos movimentos de abdução e abdução lateral próximo à realidade. A configuração mecânica da geometria das articulações teve efeito sobre a qualidade dos resultados, gerando erros de pequena escala na leitura dos resultados. Com estas interferências técnicas de configuração mecânica foi adotada uma nova abordagem de medição tornando ainda possível realizar a leitura dos movimentos isoladamente e trabalhar com os resultados de cada eixo assim observando e analisando os resultados obtidos.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Como foi proposto nesta pesquisa o desenvolvimento de um dispositivo mecânico para o rastreamento dos movimentos do ombro e cotovelo, importante para as investigações funcionais, ergonômicas e nas avaliações das Atividades da Vida Diária (AVDs).

O dispositivo desenvolvido do tipo exoesqueleto passivo não invasivo, portátil, com seis graus de liberdade capaz de mensurar os ângulos dos movimentos de seis articulações de rotações e uma articulação de translação do úmero. Foi desenvolvido e construído como a proposta inicial.

As medições realizadas mostraram resultados positivos na coleta dos dados de posicionamento de dois movimentos os de abdução/adução e abdução lateral com sucesso, pois no comparativo com o goniômetro mecânico apresentou pequena discrepância que foi associada a alguns erros geométricos e até de posicionamento do goniômetro mecânico.

Para o desenvolvimento do dispositivo foi aplicado um modelo matemático para representar os movimentos do membro superior, e a transferência das posições dos movimentos e foi constatado no modelo mecânico físico construído a efetiva validação deste processo de cálculo, pois percebeu-se em outros trabalhos a necessidade, de definir o ângulo de abdução anatômico  $\Theta_{AB}$ , que é o ângulo entre o úmero e a linha média axilar (LMA), esse ângulo depende do biótipo de

cada pessoa e deve ser, portanto, colocado no equacionamento.

Um sistema de aquisição dos sinais dos movimentos angulares do dispositivo utilizado foi desenvolvido por outro trabalho e este sistema foi capaz de promover a aquisição dos dados dos seis encoders. Com o LabVIEW® foi gerado um supervisor, onde são apresentados os resultados gerados pelo movimento articular e esses auxiliaram na comparação e validação da posição dos encoders de movimento quando comparados com os dados do goniômetro.

Durante os testes do equipamento vestido no corpo foi possível verificar as diferentes amplitudes de movimento para os seis graus de liberdade, e as limitações mecânicas do equipamento. Com isso, foi possível mensurar isoladamente os movimentos articulares e trabalhar com os resultados. Até o presente momento conseguimos analisar os movimentos de abdução e abdução lateral, o que tornaria possível observar a evolução do tratamento de um paciente em função da atividade dirigida destes movimentos mensurados pelo sistema.

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS E ELETRÔNICAS

ENGIN, A. E.; TUMER, S. T. Three-Dimensional Kinematic Modelling of the Human Shoulder Complex – II. Mathematical Modelling and Solution via Optimization, *Journal of Biomechanical Engineering*, 111, 113–121. 1989.

IBGE. Censo demográfico: 2010: características gerais da população, religião e

pessoas com deficiência. Rio de Janeiro, 2010.

KAZEROONI, H. Extender: a case study for human-robot interaction via transfer of power and information signals. 1993. Conference Publications. Univ. Berkeley, Califórnia. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, 1993. p.10-20.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K; PROVANCE, P. G. Músculos: provas e funções. 4ª ed. São Paulo: Manole, 1995.

KREBS, H. I.; HOGAN, N.; AISEN, M. L.; VOLPE, B. T. Robot aided neuro-rehabilitation. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* vol. 6, nº 1, 75–87. Março, 1989.

OATIS, C. A.; *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*,

Lippincott, Williams and Wilkins, Philadelphia, 2004.

Olhos da alma.; Atividade da vida diária, prática, trabalho e lazer. Disponível em:<<http://www.olhosdaalma.com.br/pagina.php?idpagina=42&idtema=2&idcategoria=2>> Acesso em 14 Mar 2015.

THEODÓRIO, N. E. M. Desenvolvimento de um Dispositivo para Reabilitação e Avaliação dos Membros Superiores. 2013. 119 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2013.

TIMMERMANS, A. A. A.; SEELEN, H. A. M.; WILLMANN, R. D.; KINGMA, H. Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6:1, 2009.

TORTORA, G. J.; GRABOWSKI, S.  
R. Fundamentos de anatomia e fisiologia.  
6.ed. Porto Alegre: Artmed. 2006. 718p.

SANTOS, O. S., Bonamin C; Sobania, L.C;  
Otsuka, N; Sobania RL;. Síndrome do impacto:  
resultados do tratamento cirúrgico. Rev. Bras.  
Ortop. 1995.

WU, G. E.; VAN DER HELM, F. C. T.;  
DIRKJAN, H. E. J.; MAKHSOUS, V. M.; VAN  
ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.;  
KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X.;  
WERNER, F. W.; BUCHHOLZ, B. I. S. B.  
Recommendation on definitions of joint  
coordinate systems of various joints for the  
reporting of human joint motion - Part II:  
shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of  
Biomechanics, 38, 2005, p. 981-992.