

# Descrição de um Software livre como Sistema de Análise Clínica

## **Autores:**

**Yuri Reno Xavier**

**Felipe Ribeiro de Oliveira**

**Resumo:** Este projeto visa demonstrar um sistema de medição óptico, baseado em técnicas bidimensionais para a mensuração de padrões angulares articulares em níveis dinâmicos e estáticos. Além disso, pretende-se discutir e defender a utilização do software livre descrito em ambientes hospitalares como ferramentas auxiliares nos diagnósticos médicos.

## **INTRODUÇÃO**

A mão é um órgão essencial para a interação do homem com o mundo físico. Sem a capacidade de executar os movimentos básicos da mão, como os movimentos de oposição e contra-oposição em relação a um dos outros dedos, o indivíduo fica impossibilitado de executar tarefas das mais simples às mais complexas de forma eficiente e sem o auxílio de algum outro mecanismo. Dentre os movimentos mais realizados pela mão, particularmente pelo polegar estão os movimentos de pinça envolvendo a articulação trapezio-metacarpiana (ATM). Por isso, o desenvolvimento de um software para avaliar este tipo de atividade se torna bastante relevante.

## **METODOLOGIA:**

### **Posicionamento dos Marcadores Passivo-Reflexivos:**

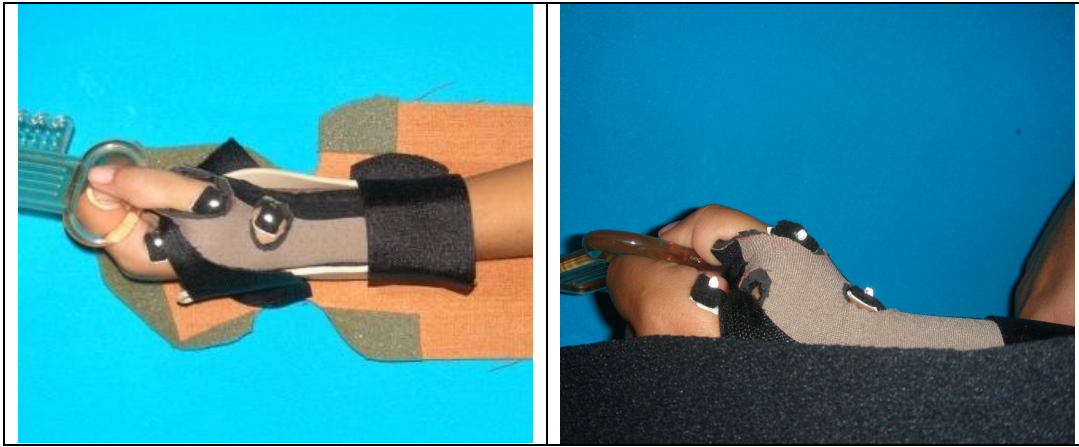
Os marcadores passivo-reflexivos, denominados “clusters”, tem a função de refletir a luz incidida de forma a destacar sua posição na foto. Eles foram constituídos por 1 esfera de 2 mm de diâmetro revestida de material reflexivo colada sobre um retângulo de Feltro, sob o qual foram fixadas fitas adesivas dupla face para que os clusters fossem fixados na pele dos pacientes segundo Barroso et al. (2006).

Foram utilizados três clusters nas seguintes posições: trapézio, 1º metacarpo e 2º metacarpo.

### **Posicionamento e Número de Câmeras utilizadas:**

Foram utilizadas duas câmeras digitais Sony modelo DSC-T9 sendo uma posicionada com o plano da lente paralelo ao plano no qual se obtêm o ângulo de abdução do

polegar Fig. (1), e a outra posicionada com o plano da lente paralelo ao plano no qual se obtêm o ângulo de flexão do polegar Fig. (2).



**Figura 1.ESQUERDA** criança realizando pinça lateral com os clusters em suas devidas posições, vista do ângulo de abdução (vista superior). **DIREITA** criança realizando pinça lateral com os clusters em suas devidas posições, vista do ângulo de flexão (vista lateral).

#### **Calibração do Sistema:**

As fotos foram coletadas com zoom variável, de forma que todos os clusters fossem estivessem presentes na imagem fig. (1).

#### **Ordem das coletas:**

Para o início da coleta os clusters foram fixados em seus devidos lugares, item 2.1. Uma órtese com furos nas posições específicas dos clusters foi então posicionada na mão da criança.

Uma mesa de aço de 50 cm x 50 cm x 45 cm foi colocada juntamente com uma cadeira de plástico infantil de forma a acomodar a criança, sentada em uma cadeira de cerca de 25 cm de altura, e com o braço a ser utilizado na coleta apoiado sobre a mesa. Foi utilizado um tripé para câmera digital com cerca de 55 cm de altura apoiado sobre a mesa e com a câmera com a lente paralela ao plano de abdução da criança Fig. (1). Outro tripé de plástico de cerca de 5 cm de altura foi utilizado para captar as fotos com a lente paralela ao plano de flexão da criança Fig. (2).

A coleta foi realizada obtendo quatro fotos de cada pinça realizada pela criança e quatro fotos com a mão livre, sem segurar nenhum objeto, tanto para o ângulo de abdução quanto para o ângulo de flexão. Foram obtidas fotos para a criança utilizando a órtese e para a criança sem a órtese, mantendo-se os clusters em suas posições iniciais ao quando a órtese era retirada, totalizando 64 fotos para cada criança.

### **Tratamento dos Dados:**

As fotos foram analisadas em um programa computacional criado especificamente para análise das imagens com os clusters. O programa teve como objetivo detectar os círculos formados pelos reflexos dos clusters e estimar os ângulos de abdução e flexão da criança. Para isso a imagem em RGB era varrida vertical e horizontalmente para detecção dos pixels que apresentassem a cor branca, aproximadamente (256, 256, 256) para as matrizes RGB da imagem, sendo essa imagem convertida em uma imagem preto e branco Fig. (3), onde os pixels pretos indicam que naquela posição não foi detectado nenhum ponto branco da imagem original e os pontos brancos indicavam a presença de pixels brancos na imagem original, e em matrizes com a posição vertical e horizontal dos pixels detectados. A utilização de uma imagem RGB foi primeiramente justificada pela prerrogativa de ser viável a utilização de clusters coloridos ao invés de clusters reflexivos, que nada são mais do que clusters brancos quando da luz refletida, sendo que os clusters coloridos poderão ser, em trabalhos futuros, utilizados para análises mais complexas nas quais sejam necessárias a presença de um maior número de clusters.



**Figura 3. Resultado obtido pelo programa pela análise da fig. (2), onde os pontos brancos representam os pontos candidatos a círculo do cluster.**

Após a varredura da imagem original, a imagem em preto e branco gerada foi varrida para seleção dos candidatos a círculos. Nessa seleção foi investigada a possibilidade da figura formada pelos pixels brancos ser ou não o reflexo de um dos clusters. Portanto condicionais foram estabelecidos: a figura deveria ter o um erro entre o comprimento dos diâmetros verticais, distância entre a maior e a menor posição para pixels brancos detectados na vertical, e horizontais, distância entre a maior e a menor posição para pixels brancos detectados na horizontal, menor que 35%; nas arestas de um retângulo dentro do qual estava a forma detectada, sendo esse retângulo de altura igual ao diâmetro vertical da figura, e comprimento igual ao diâmetro horizontal, não poderia haver pixels brancos. Após essa seleção, os candidatos a circunferências aprovados ainda foram selecionados quanto ao número de pixels brancos presentes na figura, sendo rejeitados aqueles que fossem no mínimo 5 vezes maiores o número de pixels das

outras formas aprovadas. O resultado era a seleção das três formas que representavam as circunferências dos três clusters. Após essa seleção (Santos, Reginaldo J., 2004) mostra que, os pontos médios dos diâmetros verticais e dos diâmetros horizontais, que representam a posição do centro de cada círculo, podem ser utilizados para, através de geometria analítica, estimar os ângulos de abdução e flexão de cada participante Fig. (4).



**Figura 4. Resultado obtido pelo programa pela análise da fig. (2), onde as retas azuis representam o ângulo estimado.**

## RESULTADOS

Os ângulos estimados foram utilizados para realizar uma comparação entre as pinças realizadas com e sem a órtese.

Como exemplo, apresentamos os resultados obtidos através de um piloto realizado em uma criança portadora de paralisia cerebral Tab. (1), para qual foi verificado que a órtese ampliou o ângulo que a criança realizava durante a apreensão dos objetos.

**Tabela 1. Resultado do programa de análise de ângulos em imagens .**

Pinça\ Ângulo	Participante Abdução (°)	Diferença (°)	Participante Flexão (°)	Diferença (°)
Cilíndrica Órtese	40,47	9,87	40,52	16,41
Cilíndrica	30,60		24,11	
Lateral Órtese	37,64	11,05	32,71	15,25

Lateral	26,59		17,46	
Livre Órtese	32,94	10,73	38,36	14,79
Livre	22,21		23,57	
Tripude Órtese	38,11	9,58	34,05	19,73
Tripude	28,53		14,32	

Portanto o sistema de análise de imagens digitais se mostrou como uma boa alternativa para análises clínicas, onde muitas das vezes é inviável a presença de um sistema de medições tridimensionais ou que haja a necessidade de um sistema que possa analisar uma grande quantidade de imagens em um tempo reduzido e com o benefício de se medir pontos em pacientes através de uma técnica não invasiva.

## CONSIDERAÇÕES

Neste artigo, foi descrito um software desenvolvido por alunos da UFMG com o objetivo de mensurar com exatidão da angulação funcional das articulações da mão e do polegar permite que as intervenções clínicas, cirúrgicas ou reabilitacionais, incluindo indicações de órteses para os membros superiores, sejam cada vez mais assertivas. Um importante recurso disponibilizado pela bioengenharia é o monitoramento geométrico bidimensional (2D) de partes do corpo humano que permite a avaliação e análise quantitativa do comportamento motor humano possibilitando o desenvolvimento de modelos que possam ser utilizados na compreensão dos movimentos articulares. Neste sentido, o desenvolvimento deste software possibilitará aos médicos a opção de diagnósticos não invasivos. Por este motivo, o desenvolvimento e a distribuição deste software será gratuita, visando devolver para a sociedade parte do que foi investido em nós como estudantes. Encorajamos ainda a comunidade científica a contribuir neste projeto, para que ele seja cada vez melhor adaptado, servindo de referência na produção gratuita de softwares.

Entretanto, o programa de análise de imagens digitais ainda apresenta algumas limitações como o ângulo de abdução obtido pela intersecção das retas que ligam o primeiro metacarpo ao trapézio e o segundo metacarpo ao trapézio, se dá por meio desse ponto de intersecção no trapézio. É sabido, porém, que o movimento do metacarpo no trapézio é constituído de rotação e translação, movimento selar, e não simplesmente de rotação em torno de um ponto fixo, como foi considerado. Portanto um erro intrínseco ao cálculo dos ângulos de abdução do polegar se deve a tal consideração realizada.

Outra possível fonte de erros pode ser devida à distorção presente nas imagens obtidas de câmeras fotográficas. Essa distorção remete ao fato de haver uma mudança nos comprimentos obtidos na foto e nos comprimentos reais dos objetos ao longo da imagem, ou seja, principalmente nas laterais da imagem e em objetos em profundidade ocorre uma mudança na medida dos objetos, sendo os mais próximos do centro da imagem e mais próximos da lente da câmera os de maiores medidas. Esse erro não pode ser quantificado, mas foi qualitativamente deduzido que, devido ao ângulo de abdução estar em um plano paralelo ao plano da imagem, esse erro é minimizado.

## **REFERÊNCIAS**

BARROSO et al., 2006, “Quantitative analysis of thumb range of motion during prehension”, Technology and Medical Sciences International, Dundee, Escócia.

GONZALES, Woods and Eddins, 2003, “Digital Image Processing Using Matlab”, Ed. Prentice Hall.

GILAT, Amos, 2008, “Matlab com aplicações em engenharia”, Segunda edição, Ed. Bookman Companhia Editora, Rio Grande do Sul, Brasil.

SANTOS, Reginaldo J., 2004, “Um Curso de Geometria Analítica e Álgebra Linear”, Ed. Imprensa Universitária da UFMG, Minas Gerais, Brasil.

WILTON, J. Casting, “Splinting and Physical and Occupational Therapy of Hand Deformity and Dysfunction in Cerebral Palsy”, hand Clin, 2004 may.