

Documentação Técnica: BioStep Analyzer

Disciplina: Processamento Digital de Imagens

Maria Eduarda Soares Romana Silva

1 Visão geral do produto

O **BioStep Analyzer** é um *software* criado com o objetivo de auxiliar fisioterapeutas e preparadores físicos na análise quantitativa do valgismo dinâmico durante o teste funcional *Step Down*.

A ideia principal do sistema é substituir a análise visual subjetiva (o conhecido "olhômetro") por dados métricos exatos, apurando a filmagem do teste quadro a quadro, possibilitando o rastreamento contínuo e a comparação da melhora clínica do paciente .

2 Ferramentas e bibliotecas utilizadas

O projeto foi desenvolvido em **Python 3.x**, integrando bibliotecas de processamento de imagem, cálculo numérico e interface web:

- **OpenCV (cv2):** Ferramenta central para o tratamento das imagens, usada para manipular os frames, ajustar cores, desenhar elementos visuais e aplicar os métodos de rastreamento.
- **Streamlit:** Plataforma escolhida para montar a interface web do sistema, permitindo criar telas interativas e o painel de visualização dos dados.
- **NumPy:** Biblioteca fundamental para lidar com operações matemáticas e matrizes, base para os cálculos vetoriais utilizados na análise biomecânica.
- **Streamlit-Image-Coordinates:** Recurso adicional que permite capturar diretamente no navegador as coordenadas (x, y) dos pontos clicados pelo usuário.
- **Plotly / Pandas:** Conjunto usado para organizar os dados no tempo e produzir gráficos interativos que mostram a evolução das medições.
- **FPDF:** Responsável pela criação automática dos relatórios finais em PDF, reunindo as informações analisadas de forma estruturada.

3 Técnicas de PDI e algoritmos empregados

O sistema utiliza uma abordagem híbrida de Visão Computacional Clássica, combinando a intervenção humana (para calibragem inicial precisa) com o rastreamento automático.

3.1 Rastreamento temporal (Optical Flow)

Para acompanhar o movimento do corpo ao longo do vídeo sem precisar detectar os pontos a cada novo quadro, o que seria custoso e estaria sujeito a erros , foi utilizado o algoritmo de **fluxo óptico de Lucas-Kanade**.

- **Função:** `cv2.calcOpticalFlowPyrLK`
- **Aplicação:** O algoritmo calcula o vetor de movimento dos pixels selecionados entre o frame anterior (convertido para escala de cinza) e o atual. Isso permite um rastreamento robusto, capaz de lidar com micro-movimentos da pele e do tecido.

3.2 Segmentação por cor e morfologia (refinamento de clique)

A abordagem escolhida para a marcação manual dos pontos pelo usuário estava sujeita a pequenas variações decorrentes de erro humano. Para reduzir essas imprecisões, foi implementada uma função que atua como um “ímã”, ajustando automaticamente o ponto clicado. Esse ajuste é feito com base na cor dos marcadores presentes no vídeo, de modo que o ponto selecionado é atraído para o centro do marcador.

- **Espaço de cor:** Conversão de BGR para **HSV** (`cv2.cvtColor`) para isolar a matiz dos marcadores adesivos (amarelo), tornando a detecção imune a variações simples de luminosidade.
- **Limiarização (Thresholding):** Aplicação de uma máscara binária (`cv2.inRange`) para segmentar os marcadores do restante da cena.
- **Momentos de imagem:** Cálculo dos momentos geométricos (`cv2.moments`) para encontrar o centróide (centro de massa) da área segmentada. Isso ajusta a coordenada do clique do usuário para o centro matemático exato do marcador.

3.3 Pré-processamento

- **Redimensionamento:** Padronização de todos os vídeos de entrada para uma largura fixa (480px) usando `cv2.resize`, garantindo consistência nos cálculos vetoriais independente da resolução da câmera de origem.
- **Escala de cinza:** Conversão dos frames para escala de cinza para otimizar o desempenho do algoritmo de fluxo óptico.

4 Fundamentação teórica do modelo biomecânico

A escolha das métricas calculadas pelo software baseia-se na literatura consolidada sobre biomecânica clínica e prevenção de lesões. O algoritmo traduz conceitos qualitativos em vetores matemáticos mensuráveis.

4.1 Ângulo Q dinâmico (valgo angular)

O *Valgo Dinâmico* é caracterizado por uma combinação de adução e rotação interna do fêmur com abdução da tíbia. Estudos clássicos como o de Szklar e Ahmed (1987) estabeleceram as bases para a simulação dinâmica do joelho.

A literatura aponta que o colapso medial excessivo é um preditor de risco para dores patelofemorais e lesões ligamentares. Segundo Powers (2010), alterações na mecânica do quadril influenciam diretamente a cinemática do joelho no plano frontal.

- **Implementação:** Produto escalar entre os vetores da coxa e da perna para obter o ângulo interno.

4.2 Desvio medial (linha de força)

Para quantificar o deslocamento do joelho em relação ao eixo mecânico do membro inferior, utiliza-se a medida linear do desvio. Herrington e Munro (2010) definiram valores normativos para o ângulo de valgo durante a aterrissagem, sugerindo que o cruzamento da linha medial do pé representa uma posição de risco elevado.

- **Implementação:** Cálculo da distância perpendicular (produto vetorial) do centroide da patela até a reta que une a EIAS ao tornozelo.

4.3 Estabilidade pélvica (trendelenburg)

A estabilidade lombo-pélvica é crítica para o alinhamento do membro inferior. A queda pélvica contralateral (*Pelvic Drop*) é frequentemente associada à fraqueza do músculo glúteo médio. Nakagawa et al. (2018) demonstraram a relação entre a mobilidade do tornozelo, a resistência do tronco e o controle do valgo dinâmico.

- **Implementação:** Cálculo da inclinação angular da reta que conecta as duas Espinhas Ilíacas Antero-Superiores (EIAS).

4.4 Compensação de tronco

O deslocamento lateral do tronco é uma estratégia compensatória comum para aliviar o momento adutor do quadril. Hewett et al. (2005), em um estudo prospectivo seminal, identificaram que o controle neuromuscular do tronco e a carga em valgo são preditores diretos de risco de lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) em atletas femininas.

- **Implementação:** Ângulo do vetor formado entre o manúbrio (esterno) e o centro geométrico da pelve em relação à vertical verdadeira.

5 Etapas de processamento

1. **Entrada:** O usuário carrega o vídeo do teste e insere o nome do paciente, que será usado posteriormente no relatório do teste, para facilitar a identificação do paciente
2. **Inicialização (calibragem):**
 - O sistema extrai o primeiro frame.

- O usuário clica em 5 pontos anatômicos críticos: esterno, ponto do quadril do lado direito , ponto do quadril do lado esquerdo, joelho que será avaliado (o que apoio) e tornozelo da perna a ser analisada.
- A função de refinamento (Item 3.2) corrige as coordenadas para o centro do marcador.

3. Loop de processamento:

- O sistema percorre o vídeo quadro a quadro.
- O *Optical Flow* atualiza as coordenadas (x, y) dos 5 pontos.
- **Cálculo Biomecânico:** Vetores são traçados para extrair as métricas:
 - *Ângulo Q dinâmico:* Obtido via produto escalar entre os vetores da Coxa e da Perna.
 - *Desvio medial:* Distância perpendicular (produto vetorial) do joelho ao eixo mecânico.
 - *Queda pélvica:* Inclinação angular da linha entre as duas EIAs.

$$\theta = \arccos \left(\frac{\vec{BA} \cdot \vec{BC}}{|\vec{BA}| |\vec{BC}|} \right) \quad (1)$$

4. Pós-processamento

- Armazenamento dos dados em *DataFrame*.
- Renderização do "esqueleto" virtual sobre o vídeo (`cv2.line`, `cv2.circle`).
- Geração de gráficos e exportação para PDF.

6 Interface e resultados

O produto final consiste em um **Dashboard Web** acessível com dois modos de operação:

- **Modo Individual:** Analisa um único vídeo e exibe métricas de pico (Valgo Máximo, Queda Pélvica Máxima).
- **Modo Comparação:** Permite carregar vídeos "Antes" e "Depois", sobrepondo os gráficos para evidenciar a evolução do paciente ao longo do tratamento.

6.1 Exemplos de Resultados



Figura 1: Tela inicial



Figura 5: Tela inicial da comparação de dois vídeos.



Figura 2: Explicação de como usar o programa

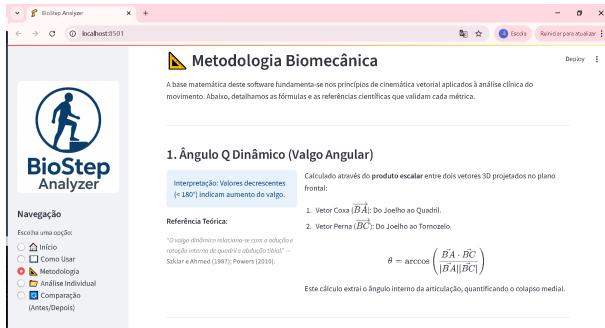


Figura 3: Explicação dos cálculos utilizados na análise



Figura 4: Tela inicial da análise individual

Referências

- [1] Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., et al. (2005). **Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes.** *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
- [2] Herrington, L., & Munro, A. (2010). **Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population.** *Physical Therapy in Sport*, 11(2), 56-59.
- [3] Lewis, C. L., Foch, E., Luko, M. M., et al. (2015). **Differences in Lower Extremity and Trunk Kinematics between Single Leg Squat and Step Down Tasks.** *PLoS ONE*, 10(5), e0126258.
- [4] Nakagawa, T. H., Petersen, R. S., et al. (2018). **Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males.** *Physical Therapy in Sport*, 34, 174-179.
- [5] Petermann, X., Meereis, E., et al. (2016). **Postural body: a systematic review about assessment methods.** *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 14, 273.
- [6] Powers, C. M. (2010). **The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective.** *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51.
- [7] Santos Júnior, G. V. (2020). **Um modelo de visão computacional para análise biomecânica do valgismo dinâmico.** Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Alagoas, Maceió.
- [8] Szklar, O., & Ahmed, A. M. (1987). **A simple unconstrained dynamic knee simulator.** *Journal of Biomechanical Engineering*, 109(3), 247-251.