

MEDIÇÃO DE SUPERFÍCIE LIVRE BASEADA NO EFEITO DE MOIRÉ PARA MEDIÇÕES EM BIOMECÂNICA

*BORGES, Gustavo Santos¹, GOMES, Pollyanna Figueiredo², MOTTA, Leonardo³,
SOUSA, Breno⁴, SELSSEMAN, Meinhard⁵*

¹ UFMG, Belo Horizonte, Brasil, gustavasantosborges@yahoo.com.br

² UFMG, Belo Horizonte, Brasil, pollyfgomes@gmail.com

³ UFMG, Belo Horizonte, Brasil, leonardomotta@gmail.com

⁴ UFMG, Belo Horizonte, Brasil, brenosousa@gmail.com

⁵ UFMG, Belo Horizonte, Brasil, meinhard@demec.ufmg.br

Resumo: Este trabalho descreve um sistema de medição baseado na técnica de Moiré de projeção. Seu objetivo foi medir superfícies de interesse da área de biomecânica. O sistema foi composto por um projetor LCD, uma câmera digital e um microcomputador, assim como algoritmos de processamento de imagens. A aplicabilidade do sistema foi demonstrada na medição do posicionamento tridimensional da escápula.

Palavras chave: Moiré de projeção, biomecânica, superfícies livres, sistemas ópticos.

1. INTRODUÇÃO

Os métodos empregados para a medição de superfície apresentam ampla aplicação na área de biomecânica. Tais métodos são utilizados para avaliação tanto da postura quanto do movimento humano [1].

Os métodos comumente utilizados para tais fins são os sistemas eletromecânicos, eletromagnéticos, ultrassom e os baseados em fotogrametria [2]. Esses sistemas apresentam pouca aplicabilidade clínica por serem de difícil manuseio, e em alguns casos, não permitirem análise precisa do movimento [3].

Os métodos de medição de superfícies que utilizam fenômenos ópticos normalmente apresentam vantagens em relação aos demais por não exigirem contato com a superfície. Exemplos típicos são: sensores que utilizam feixes de laser [8], sensores com luz estruturada [10], fotometria [9], técnicas de interferometria ou holografia, Shadow Moiré (Moiré de sombra) e Moiré de projeção [11].

No entanto, muitas destas técnicas também apresentam limitações quando utilizadas para avaliações biomecânicas. Por exemplo, técnicas de escaneamento laser representam risco à integridade física do paciente. A necessidade de uma grade física suficientemente grande, próxima à parte do corpo humano estudada, limita a técnica de Moiré de sombra [4], e as técnicas de interferometria frequentemente necessitam de ambientes controlados, livres de vibrações, o que pode aumentar o custo para a execução do método.

A técnica de Moiré de projeção mostra-se uma alternativa para a medição em biomecânica, uma vez que não apresenta risco ao paciente, pode ser aplicada em superfícies extensas no corpo humano, e tem um custo baixo se comparada a outros sistemas ópticos.

Em óptica, o termo Moiré se refere ao fenômeno de batimento produzido pela sobreposição de padrões de franjas. A figura 1 mostra dois padrões de franjas igualmente espaçadas entre si e rotacionadas espacialmente, produzindo o efeito Moiré.

Existem vários tipos de padrões de franjas que podem ser utilizados. A escolha do padrão depende da aplicação, sendo mais comuns: paralelos, radiais, e os circulares.

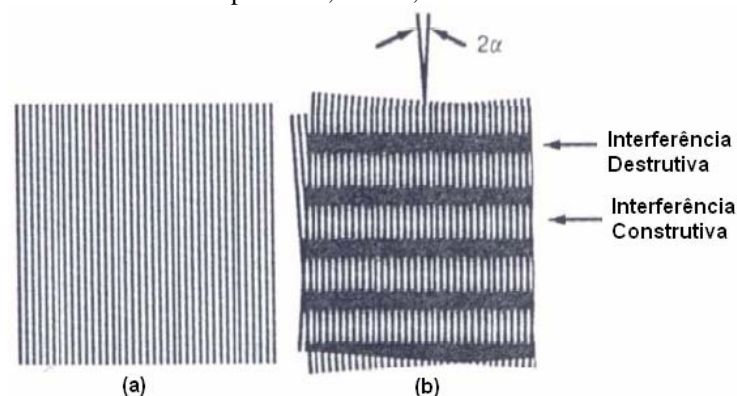


Figura 1: a - Franjas paralelas, b - Moiré entre dois conjuntos de franjas paralelas deslocadas com um ângulo de α .

Adicionando ao efeito de Moiré o princípio de deslocamento de fase, é possível a geração das franjas digitalmente, sua projeção via projetor LCD sobre a superfície estudada e seu processamento via software específico.

Tal abordagem já vem sendo utilizada em biomecânica para medição de escoliose [7], arco plantar e, neste trabalho, em fase de estudo para se tornar uma alternativa à medição da cinemática escapular.

2. OBJETIVO

O objetivo desse estudo foi desenvolver um método baseado na técnica de Moiré de projeção e nos princípios de deslocamento de fase, de remoção do salto de fase e processamento digital de imagens para a medição da cinemática escapular.

3. MÉTODOS E RESULTADOS

A técnica de deslocamento de fase utilizou o algoritmo de quatro passos: Após a aquisição das imagens, cálculo da fase (ou demodulação de fase), remoção do salto de fase, foi possível o cálculo do mapa de profundidade para a escápula em estudo.

3.1. Aquisição das imagens

O desenho esquemático do sistema de medição está apresentado na figura 2: Ele consiste em: uma câmera digital CCD com resolução de 2048 x 1532 pixels colocada a uma distância L_k da superfície e um projetor com uma resolução de 1024 x 768 colocado a uma distância L_p da superfície com um ângulo teta em relação à câmera.

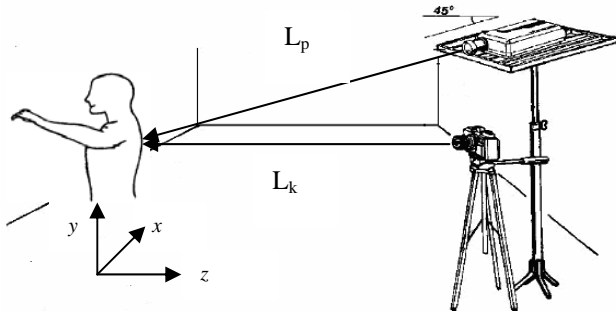


Figura 2: Esquema do sistema de medição.

A medição da superfície consistiu na aquisição de oito imagens: quatro para a superfície em estudo e quatro para uma superfície plana (Referência: $z=0$). Cada uma das quatro imagens correspondeu à projeção dos padrões deslocados espacialmente em 90° entre cada imagem. A figura 3 apresenta uma aquisição completa. A superposição das imagens, necessária para a observação da interferência de foi realizada digitalmente, através do software de processamento. Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da UFMG (parecer número ETIC 580/07).

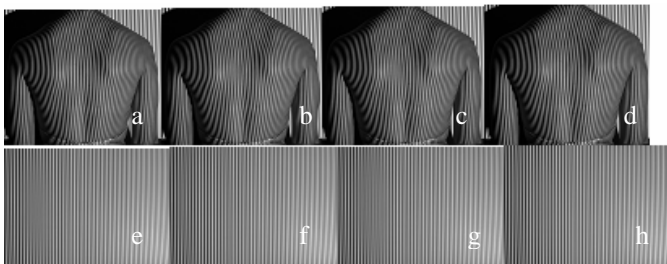


Figura 3: Aquisição dos padrões projetados: escápula – (a) – 0° , (b) – 90° , (c) – 180° e (d) – 180° ; referência escápula – (e) – 0° , (f) – 90° , (g) – 180° e (h) – 180° .

3.2. Cálculo do deslocamento de fase

Uma dificuldade encontrada ao se trabalhar com as franjas de Moiré é o fato das mesmas serem co-senoidais, sendo assim possuem uma ambigüidade inerente ao sinal. Com o objetivo de contornar esta ambigüidade técnicas de deslocamento de fase são comumente usadas. Este trabalho utilizou a técnica de quatro deslocamentos descrita por GÅSVIK 2005 [6].

Para cada conjunto de quatro imagens é feito o cálculo da fase, ϕ , (Ou demodulação da fase) a partir das quatro imagens adquiridas (I_i):

$$I_1 = I_0 \cdot (1 + \gamma \cdot \cos(\phi))$$

$$I_2 = I_0 \cdot (1 + \gamma \cdot \cos(\phi + 90^\circ)) = (1 - \gamma \cdot \sin(\phi))$$

$$I_3 = I_0 \cdot (1 + \gamma \cdot \cos(\phi + 180^\circ)) = (1 - \gamma \cdot \cos(\phi))$$

$$I_4 = I_0 \cdot (1 + \gamma \cdot \cos(\phi + 270^\circ)) = (1 + \gamma \cdot \sin(\phi))$$

Logo,

$$\phi = \arctg\left(\frac{I_4 - I_2}{I_1 - I_3}\right)$$

Sendo:

I_i : Representa a intensidade capturada pelo CCD da câmera no i -ésimo passo

I_0 : Representa a intensidade média

γ : Representa a amplitude da intensidade da franja

ϕ : Representa o mapa de fase

A figura 4 apresenta a função ϕ para as imagens mostradas na figura 3:

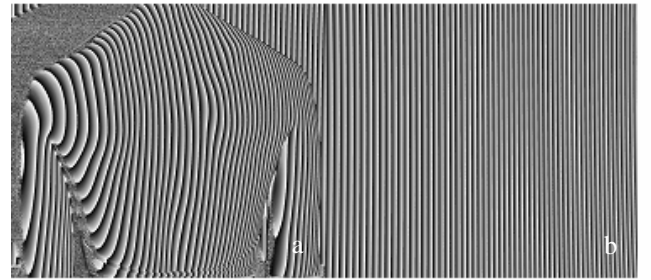


Figura 4: Avaliação de ϕ : (a) escápula e (b) referência.

3.3. Remoção do salto de fase

Devido ao comportamento da função arco-tangente, que é definida no intervalo $-\pi \leq \phi \leq \pi$, o mapa de fase obtido após a utilização da técnica de deslocamento de fase, apresenta saltos a cada intervalo 2π , sendo necessário o processamento da imagem de forma a suavizar este efeito. Este processamento consiste na remoção do salto de fase, figura 5.

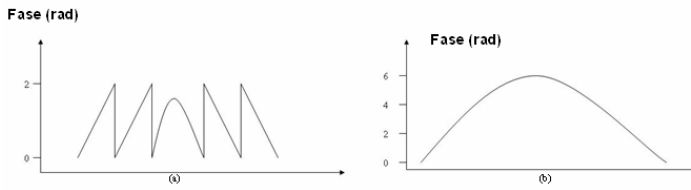


Figura 5: Remoção do salto de fase: (a) fase com salto e (b) fase suavizada.

3.4. Cálculo do mapa de profundidade

Após a remoção do salto de fase dois mapas de fase foram obtidos: um para a escápula e outro para a referência: A diferença entre os dois é chamada de diferença do mapa de fase e simbolizada por Ψ . A figura 6 mostra a diferença do mapa de fase encontrada para as imagens apresentadas na figura 4.

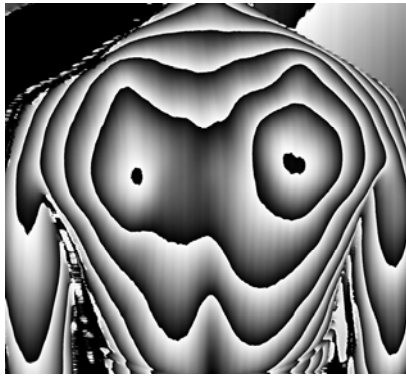


Figura 6: Diferença do mapa de fase.

Uma vez calculada a diferença do mapa de fase, tornou-se possível o cálculo do mapa de profundidade como descrito na literatura [4]. Sendo assim a superfície foi definida como sendo:

$$Z = S \cdot L_p \cdot \Psi \left[\sin \theta + \frac{(L_k - L_p \cdot \cos \theta) \cdot x}{L_k \cdot L_p} \right]^{-1}$$

Sendo:

Z : Coordenada Z ou profundidade da superfície

S : Fator de sensibilidade

L_p : Distância entre o projetor e o centro da superfície a ser medida

L_k : Distância entre a câmera e o centro da superfície a ser medida

θ : Ângulo de projeção

x : Metade da largura da superfície

Ψ : Diferença de fase

A figura 7 apresenta um modelo tridimensional do mapa de profundidade gerado a partir da imagem mostrada na figura 6

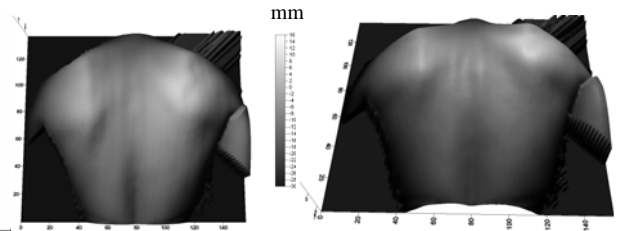


Figura 7: Medida 3D da superfície da escápula

4. DISCUSSÃO

A utilização da técnica de Moiré de projeção apresenta-se como uma opção atrativa para análise da postura e, eventualmente se implementada, para a avaliação do movimento humano. Ela é capaz de fornecer as coordenadas 3D da superfície sem a necessidade de marcadores, sendo um procedimento não invasivo, capaz de garantir uma sensibilidade das medições e reprodutibilidade. Em análises metrológicas prévias foi encontrada uma incerteza expandida U95% em torno de $\pm 5\%$ do valor medido, o que equivale a 1.0mm na direção Z. Sendo assim, a técnica de medição proposta se torna uma ferramenta útil para medições de profundidade ao longo de uma superfície a fim de descrever sua forma tridimensional.

A principal vantagem deste método é a viabilidade para a utilização no contexto clínico. Conforme estudos anteriores, grandes esforços devem ser feitos para a utilização de métodos que permitam uma análise tridimensional quantitativa e confiável do posicionamento escapular [2]. A desvantagem é que o método, apesar de viabilizar a quantificação precisa da superfície, dificulta a análise dinâmica, pois necessita que vários padrões de franjas sejam projetados no objeto sem a movimentação do mesmo, permitindo, assim, apenas uma análise quasi-estática de superfícies.

5. CONCLUSÃO

O método se mostrou uma solução atrativa para a possível medição da cinemática escapular sendo de fácil manuseio. Apresentou uma incerteza expandida aceitável para a avaliação, embora seja limitado à análise quasi-estática.

6. REFERÊNCIAS

- [1] D.A. NEUMANN "Kinesiology of the musculoskeletal system Foundations for physical rehabilitation", Mosby, 2002.
- [2] C. D. C. M. FARIA, H. C. PENIDO, L. F. TEIXEIRA- SALMELA "Métodos de avaliação dos movimentos escapulares durante a elevação dos membros superiores: uma revisão da literatura", Acta Fisiátrica, In press, 2006.
- [3] P. MCCLURE, L. A. MICHENER, B. J. SENNETT, A. R. KARDUNA "Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo", Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol. 10, No. 3, pp. 269-277, 2001.

[4] S. DEL-VECCHIO "Medição de superfícies livres tridimensionais a partir da técnica de moiré de projeção", Dissertação, UFMG, 2006.

[5] J. DEGRIECK, W. VAN PAEPEGEM, P. BOONE, "application of digital phase-shift shadow moire to micro deformation measurements of curved surfaces", Optics and Lasers in Engineering, Vol. 36, No. 1, pp. 29-40, 2001.

[6] K. J. GÄSVIK, T. HOVDE, T. VADSETH "Moiré technique in 3d machine vision", Optics and Lasers in Engineering, Vol. 10, pp. 241-249, 1989.

[7] A. M. Yeras, R. G. Pena, R. Junco "Moiré topography: alternative technique in health care", Optics and Lasers in Engineering, Vol. 40, No. 1-2, pp. 105-116, 2003.

[8] FAN, K.C. A non contact automatic measurement for free-form surface profiles. Computer Integrated Manufacturing System, v.10, n. 4, p. 277-285, 1997.

[9] DIRKSEN, D.; GETTKANT, J.; BISCHOFF, G.; KEMPEN, B.; BÖRÖEZ, Z.; GALLY, G. V. Improved evaluation of electronic speckle pattern interferograms by photogrammetric image analysis. Optics & laser in Engineering, v. 44, p. 443-454, 2006.

[10] ZHANG, G.; WEI, Z. A novel calibration approach to 3D vision inspection. Optics & Laser Technology, v. 34, n.5, p. 373-380, 2002.

[11] K. J. GÄSVIK Optical metrology. 3. ed. England: Jonh Wiley & Sons Ltd, 2002.