

# Compensação da distorção de imagens PIV para o estudo do escoamento em um dispositivo de assistência ventricular pediátrico

R. L. Amaral\*, C. M. Freire\*\*, I. A. Cestari\*\*\*, J. R. Meneghini\*

\*Departamento de Eng. Mecânica, Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, Brasil

\*\* Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Engenharia Aeroespacial, (UFABC), São Paulo, Brasil

\*\*\* Divisão de Bioengenharia, Instituto do Coração (InCor), HCFMUSP, São Paulo, Brasil

e-mail: cesar.freire@ufabc.edu.br

**Abstract** – *Ventricular assist devices (VADs) are used to maintain patient waiting for transplantation. Although the DAVs are used successfully in adult patients, the use of pediatric ventricular assist devices (PADV) is very limited because these devices are costly and have complications associated with blood flow. To reduce these problems, it is necessary to study the internal flow in the PVAD using experimental and/or computational approaches. Experimentally, particle image velocimetry (PIV) is a non-intrusive measurement technique used to determine the velocity distribution in a region of the flow. Because it is an optical technique, the PIV is sensitive to image distortions caused by the refraction of light in the medium (air/PVAD/ fluid). As the geometry of the PVAD is complex, each point of its surface offers a distinct incidence angle of the light, which makes the light refraction irregular along the surface, causing significant distortion in the recorded images. This work aims to investigate the best strategy to compensate the distortion effect on the PIV images in the investigation of a PVAD. The results showed that the distortion is better compensated when the investigated region is subdivided into four.*

**Palavras-chave:** DAVP, Imagens PIV, Distorção

## Introdução

O escoamento interno em um dispositivo de assistência ventricular para uso em pacientes pediátricos (DAVP) é complexo e seu estudo demanda o uso de ferramentas sofisticadas. Dentre elas pode-se citar a velocimetria por imagem de partícula (PIV), que é uma técnica não intrusiva que emprega partículas traçadoras que devem seguir fielmente o escoamento do fluido para medir indiretamente a sua velocidade. Para isso, um sensor (CCD ou CMOS) é utilizado para registrar a posição das partículas traçadoras iluminadas por uma folha de luz *laser* pulsada. O bom desempenho da técnica PIV está relacionado diretamente ao mapeamento preciso da região de interesse, ou seja, da relação

precisa do espaço físico com o plano de imagem. No presente estudo, a distorção nas imagens PIV ocorre devido a geometria complexa do DAVP. Nesse caso, a distorção na imagem ocorre principalmente devido à diferença significativa entre os índices de refração do material do DAVP e do fluido de estudo causando a refração irregular da luz ao longo de sua superfície. Tal distorção pode induzir dois tipos de erros sistemáticos: erro de posição e de velocidade. Além de relacionar o espaço físico com o espaço de imagem, uma função de deformação (*dewarping function*) pode ser utilizada para compensar a distorção do ambiente e a variação da magnificação (razão entre a distância da imagem e do objeto em relação à lente da câmera) na imagem no procedimento de calibração PIV [1, 2].

Este trabalho tem como objetivo investigar estratégias de compensação da distorção em imagens PIV para o estudo do escoamento em um dispositivo de assistência ventricular pediátrico (DAVP).

## Materiais e métodos

O ventrículo artificial paracorpóreo de acionamento pneumático, que pode ser utilizado para assistência esquerda, direita ou ambas em pacientes pediátricos [3]. Esse dispositivo é composto por uma câmara de sangue e uma câmara pneumática. A geometria da câmara de sangue do DAVP pode ser aproximada a uma calota semi-esférica e está apresentada na Figura 1.



Figura 1. Câmara de sangue do DAVP estudado

Para diminuir o efeito da distorção causado pela superfície externa do DAVP, que apresenta grande curvatura foi confeccionado um modelo adaptando-se a geometria externa ao formato de cunha, porém com a mesma geometria interna. O sistema PIV utilizado possui uma câmera CCD (1600x1200 pixels, 12 bits e 4,2 Hz) desenvolvida pela LaVision. A linha de visão da câmera foi posicionada perpendicular à superfície da cunha do DAVP. O fluido utilizado nos testes foi água (25°C).



Figura 2. Cunha no DAVP

Um segundo DAVP-Incor, de mesma dimensão e material, foi utilizado e adaptado para o procedimento de calibração. Esse segundo modelo foi cortado para que a placa de calibração pudesse ser posicionada em seu plano central (Figura 3). Após a calibração, o DAVP-InCor adaptado pode ser substituído pelo DAVP-InCor mantendo a posição que foi calibrada.

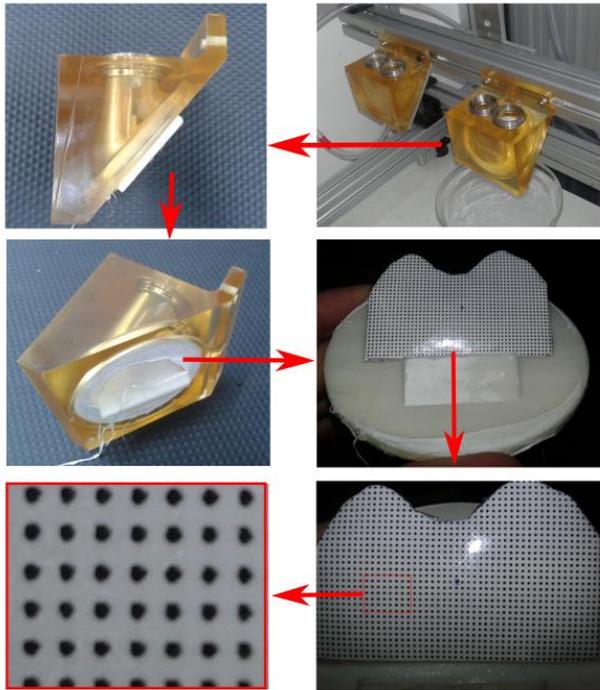


Figura 3. DAVP adaptada e placa para o procedimento de calibração.

O procedimento de calibração PIV foi realizado manualmente pela orientação prévia da linha-de-visão (LdV) da câmera visando a placa de calibração. Basicamente, esse procedimento é dividido em cinco etapas: definição de escala, escolha de região de interesse, reconhecimento dos pontos, ajuste da função de mapeamento e compensação da deformação da imagem (“*dewarping*”) [4]. A placa de calibração foi impressa em polímero ABS em máquina de prototipagem rápida (impressora 3D). Os pontos da placa de gabarito apresentam diâmetro de 0,5 mm e espaçamento de 1 mm. Esse papel foi fixado na placa com laminado de PVC auto-adesivo (papel *Con-tact*) evitando ondulações causados pela água. A relação entre as coordenadas físicas ( $X'$ ,  $Y'$ ,  $Z'$ ) e as de imagem ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) foi descrita por um ajuste polinomial de terceira ordem (Equação 1), em que  $dX'$  e  $dY'$  são definidos pela Equação 2.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} X' + dX(X', Y') \\ Y' + dY(X', Y') \end{bmatrix} \quad (1)$$

A Equação 1 é conhecida como função de mapeamento. Os deslocamentos  $dX'$  e  $dY'$  são determinados usando as coordenadas normalizadas  $s = 2 \cdot (X' - X'_0) / n_x$  e  $t = 2 \cdot (Y' - Y'_0) / n_y$ , em que  $n_x$  e  $n_y$  são os tamanhos das imagens em *pixel* e  $X'_0$  e  $Y'_0$  são os pontos de origem. Essa função será utilizada na reconstrução das imagens antes da correlação PIV compensando, assim, a distorção.

O procedimento de calibração foi realizado pelo *software* Davis 7.5 da LaVision. Na definição de escala, os pontos de origem  $X'_0$  e  $Y'_0$  e o espaçamento entre dois pontos na placa são definidos no *software*. Além disso, uma relação linear direta é estabelecida inicialmente entre o espaço do físico e o plano de imagem sem considerar o efeito da distorção. Após reconhecer os pontos da placa de calibração (inputs de  $X'$  e  $Y'$ ), os coeficientes  $a$  e  $b$ , da Equação 2, são estimados através do método dos mínimos quadrados. Segundo Soloff *et al.* [4], o ajuste da função de mapeamento é ideal quando o erro de calibração for menor que 1 *pixel*.

$$\begin{pmatrix} dX' \\ dY' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_0 + a_1 s + a_2 s^2 + a_3 s^3 + a_4 t + a_5 t^2 + a_6 t^3 + a_7 s t + a_8 s^2 t + a_9 s t^2 \\ b_0 + b_1 s + b_2 s^2 + b_3 s^3 + b_4 t + b_5 t^2 + b_6 t^3 + b_7 s t + b_8 s^2 t + b_9 s t^2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Na prática, o ajuste da função de mapeamento é ideal quando a grade (malha) da função de mapeamento se sobrepõe nos pontos da placa de calibração (compensação “perfeita” da deformação). A estratégia de calibração se baseia no erro de calibração (quantitativo) e no ajuste visual da grade da função de mapeamento (qualitativo).

### Resultados e Discussão

Considerando toda a região de investigação, o erro do ajuste da função de mapeamento (erro de calibração) foi maior que 4 *pixels*. Qualitativamente, foram observados grandes diferenças entre a malha da função de mapeamento e os pontos da placa de calibração, o que evidencia que a distorção é irregular ao longo da região de medição em função da complexa geometria do DAVP. Baseado nisso, a região completa foi dividida em 6 sub-regiões e o ajuste da função de mapeamento foi feita para cada região de investigação (Figura 4).

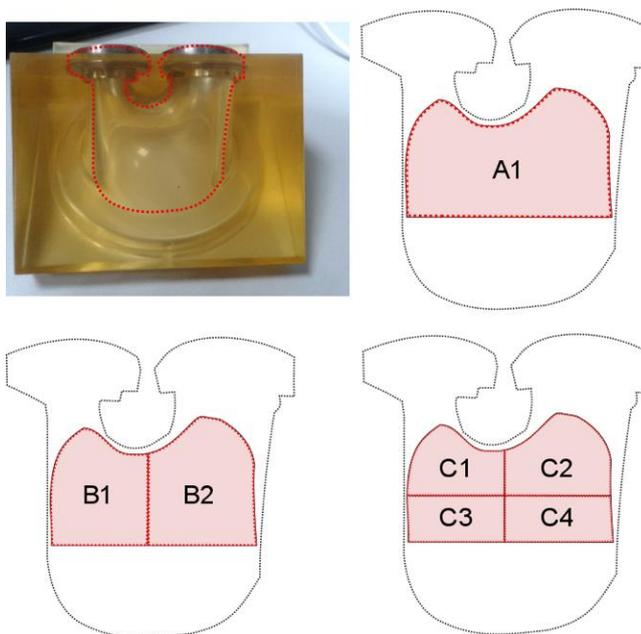


Figura 4. Estratégia de calibração em função da região de interesse. A região completa (A1) foi dividida em sub-regiões: esquerda (B1), direita (B2), esquerda superior (C1), direita superior (C2), esquerda inferior (C3) e direita inferior (C4).

A Tabela 1 apresenta o número de pontos, identificados pelo *software* Davis 7.5, e o erro, em *pixels*, do ajuste da função de mapeamento para cada região investigada. A estratégia de calibração B reduziu em mais da metade o erro de calibração em relação a A1. Exceto C1, devido à elevada curvatura desta região, a estratégia de calibração C apresentou

erros de calibração menores que 1 pixel (valor “ideal”).

Tabela 1. Parâmetros de calibração para cada região investigada.

Região calibrada	Sigla	Número de pontos	Erro [pixel]
Completa	A1	1075	4.04
Esquerda	B1	536	1.80
Direita	B2	572	1.30
Esquerda Superior	C1	316	1.51
Direita Superior	C2	323	0.88
Esquerda inferior	C3	330	0.85
Direita inferior	C4	336	0.56

Por apresentar uma região com curvas mais acentuadas, a região esquerda superior apresentou dificuldades no ajuste da função polinomial. Com o objetivo de reduzir o erro obtido, a região C1 foi subdividida em uma região superior (D1) e uma inferior (D2) (Figura 5). Quantitativamente, o erro do ajuste da função de mapeamento foi de 1.44 e 0,86 *pixels* para a estratégia D1 e D2. Ou seja, a região D1 apresenta a maior distorção causado pelo meio em relação as outras regiões.

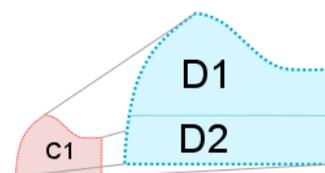


Figura 5. Divisão da região esquerda superior (C1) do plano central do DAVP.

Analisando qualitativamente a região superior esquerda (Figura 6), não foi observada uma disparidade significativa na sobreposição da grade da função de mapeamento nos pontos para as estratégias B1, C1 e D1. Entretanto, essa disparidade se torna evidente para a estratégia A1. Baseado nessa análise qualitativa e no custo computacional, é mais adequado utilizar a estratégia C.

### Conclusões

O efeito da distorção nas imagens PIV de um dispositivo de assistência ventricular pediátrico DAVP desenvolvido pelo Instituto do Coração (InCor) foi observado e quantificado. Além do *setup* experimental, foram apresentadas estratégias para compensar o efeito da distorção nas imagens. Os

resultados mostraram que a divisão da região de investigação em quatro sub-regiões é a mais adequada para compensar a distorção das imagens.

O *software* comercial é um fator limitante da aplicação dessa metodologia. Além de adaptar a metodologia à um *software open source*, o efeito real das estratégias apresentadas aqui nos campos de velocidade deverá ser detalhadamente analisado como trabalho futuro.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP pelo suporte.

### Referências

- [1] Adrian, R.J., Westerweel, J. Particle image velocimetry. Cambridge University Press, Cambridge; 2011. New York.
- [2] Ferrara, E., Velocimetria de imagens de partículas aplicada ao estudo de um ventrículo

artificial pediátrico. Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da Universidade de São Paulo. Instituto de Física. 2005. doi:10.11606/T.43.2005.tde-11112013-131938

[3] Cestari, I. A. Dispositivo de assistência ventricular: suporte circulatório em pacientes pediátricos, Tese de Livre-Docência. São Paulo, 2017.

[4] Soloff, S.M., Adrian, R.J., Liu, Z.-C. Distortion compensation for generalized stereoscopic particle image velocimetry. Meas. Sci. Technol. 1997. 8, 1441–1454. doi:10.1088/0957-0233/8/12/008

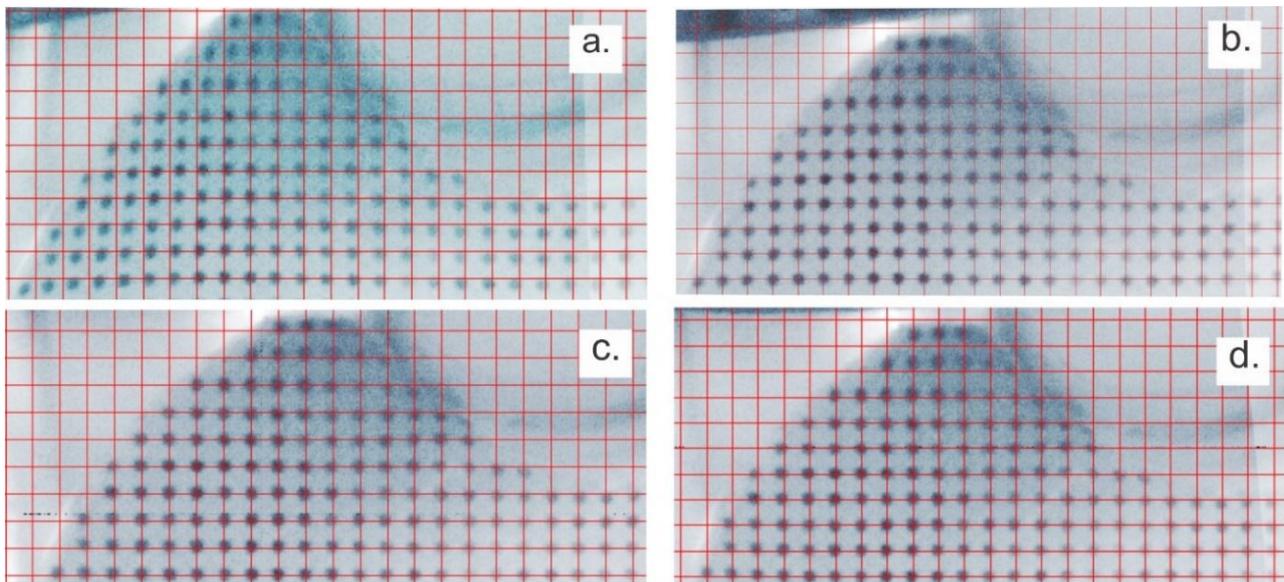


Figura 6. Detalhes do ajuste da função de mapeamento na região superior esquerda para diferentes estratégias da Tabela 1: (a) A1, (b) B1, (c) C1 e (d) D1