

基于像素运动模型的数字 造影系统成像畸变校正

李颖超, 王涌天, 杨 健

(北京理工大学信息科学技术学院光电工程系, 北京 100081)

摘 要: 提出一种基于像素运动模型的数字造影系统成像畸变的校正方法. 通过在一些间隔均匀的方位上获取标志板图像, 利用单幅图像的畸变校正算法计算出各幅图像中的像素受畸变影响而产生的运动, 并据此求得像素运动模型的参数. 利用该模型可以校正 C 型臂在任意方位下获取的造影图像的畸变. 实验证明, 该算法具有较高的精度和较快的速度.

关键词: 畸变校正; 像增强器; X 射线血管造影

中图分类号: TP391 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2008) 08 1473-07

Distortion Correction Based on Pixel-Movement Model in Angiography System

LI Ying-chao, WANG Yong-tian, YANG Jian

(School of Information Science and Technology, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

Abstract: A new algorithm for distortion correction based on pixel movement model (PMM) in angiography system is proposed. The parameters of PMM are derived by analyzing the pixel movement induced by the distortion (calculated by a single image distortion correction method) in a series of phantom images acquired by a certain interval of orientation angle. The model allows distortion correction of angiographic images acquired in any arbitrary C arm orientation. Experimental results demonstrate that the proposed algorithm is fast with high accuracy for distortion correction of angiography images.

Key words: distortion correction; image intensifier; X ray angiography

1 引言

医生利用数字造影设备可以从不同角度观察造影部位的生理结构、定位病灶并进行手术. 像增强器是数字造影设备的重要成像装置, 通常会引入了两种类型的畸变: 与探测器方位无关的畸变, 包括枕形失真 (Pincushion) 和 S 型畸变; 与探测器方位有关的畸变, 它是由成像设备和地球磁场的相互作用引起的^[1~3]. 造成畸变的原因还包括邻近的监视器、磁场源和图像增强器发热等. 对于监视器和磁场源引入的干扰, 可以并入到探测器方位的因素中. 对于发热引起的畸变, E. Coste 等^[1,4]在文献中指出, 像增强器加热两个小时后, 这种因素带来的畸变保持数月不变. 畸变的存在会严重影响基于图像的定量分析的精度, 因此必须进行校正.

现有畸变校正算法主要有两种分类. 根据采用的校正模型可分为全局校正算法和局部校正算法. 前者将畸

变在整幅图像中的分布看作是连续变化的, 一般用高次多项式建模^[5,6]; 后者先将图像划分为一定的子块^[1,7], 分块进行校正. 两者各有不足, 全局校正算法不能有效地校正图像局部的畸变, 局部校正算法不能保证校正后图像的连续性, 为此有学者将两种方法结合起来^[8], 并取得较好的效果. 但上述算法都是针对单个角度下的成像畸变提出的. 根据畸变校正算法的适用范围可分为特定角度下的校正算法和任意角度下的校正算法. 前者仅对一个或者多个特定角度下的畸变进行校正^[8~10], 精度较高, 但需在获取临床图像之前标定出选定角度下的畸变, 操作繁琐. 后者通过建立关于 C 型臂方向参数的校正模型^[11]自动校正畸变, 精度相对稍低, 但一经标定便可自动校正任意方位下的畸变, 操作简单.

本文提出一种像增强器成像畸变校正的新方法, 通过建立关于 C 型臂方位角的像素运动模型, 可以校正任意角度下图像的畸变.

2 数字造影系统成像原理和成像畸变

数字造影系统是透射投影成像, 成像原理与相机成像类似, 均为针孔成像模型, 成像过程可表示为:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ s \end{bmatrix} = K \begin{bmatrix} R & T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中 $(u, v, s)^T$ 为图像坐标, K 为系统设备内参矩阵 (3×3) , R 和 T 为旋转和平移矢量, $(X_w, Y_w, Z_w, 1)$ 为世界坐标.

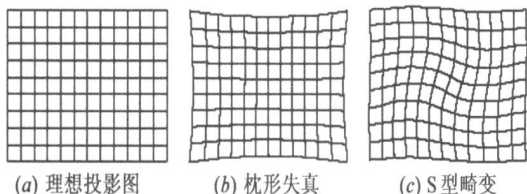


图1所示为两种典型的畸变: 枕型畸变和S型畸变. 畸变导致各像素产生了不同程度不同方向的移动, 同时确定了理想图像和畸变图像之间的一种映射. 如果理想图像中每个像素的位置为 (u, v) , 相应的畸变坐标为 (u', v') , 则两者之间的关系为:

$$\begin{cases} u' = u + \delta_u \\ v' = v + \delta_v \end{cases} \quad (2)$$

式中 2 维向量 (δ_u, δ_v) 的模和方向分别表示畸变的大小和方向.

3 畸变校正

畸变校正中所用的标志板如图2所示, 是一块印刷电路板, 其尺寸为 $266\text{mm} \times 266\text{mm}$, 网格线长宽为 $260\text{mm} \times 1\text{mm}$, 网格线间距 10mm . 为了便于建立坐标系和精确定位, 在标志板上增加了一些标志点: 中心圆点(直径 3mm)和网格内的圆点(直径 1mm). 网格线和标志点与普通电路板上的导线成分相同.

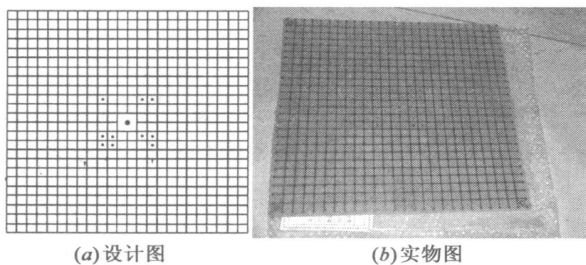


图2 标志板

3.1 单幅图像的畸变校正

3.1.1 网格交叉点提取

将标志板紧贴于像增强器前并使之与像面平行获取图像. 首先对图像进行预处理, 利用中值滤波消除噪声, 并从原图中减去利用形态学闭运算提取的背景以消

除灰度不均匀. 然后, 利用大津法阈值分割^[12]和细化算法提取单像素宽的网格线, 并根据8邻域内的特征初步判断出网格交叉点. 为了提高精度, 需要对网格交叉点进行优化.

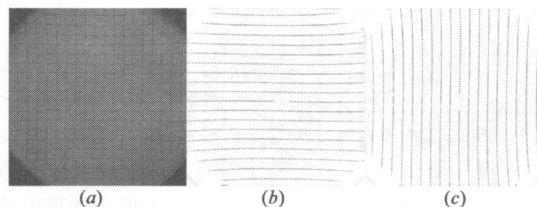


图3 网格线提取 (a)原图;(b)、(c)利用数学形态学提取的横竖网格线

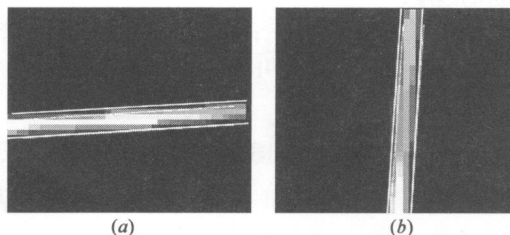


图4 网格中心线计算 (a)、(b)分别为横竖网格线边缘的拟合直线;(c)为网格中心线计算方法, 其中 L_1 和 L_2 为网格线的边缘拟合直线, a_1, b_1 为 L_1 的两个端点, a_2, b_2 为 L_2 的两个端点, a, b 分别为 a_1a_2 和 b_1b_2 的中点

畸变导致图像中的网格直线产生形变, 但仍可将其任意一小段当作直线. 首先在预处理后的图像中利用形态学闭运算提取横竖网格线, 如图3. 然后分别在竖线和横线图像中的网格交叉点周围提取相应的子块, 利用Canny算子检测网格线的边缘后利用线性回归拟合出边缘直线进而求得精确的网格中心线, 如图4所示, 两

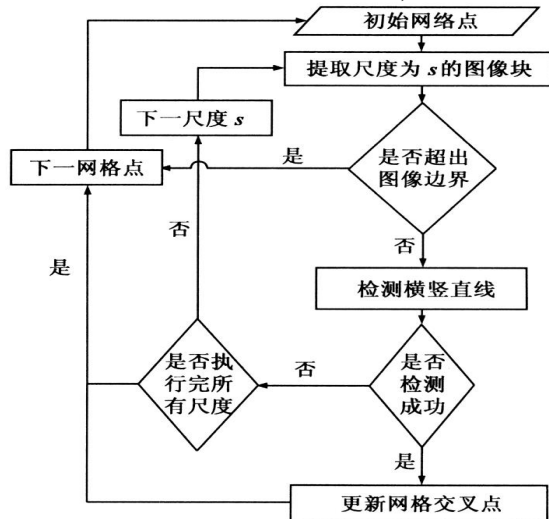


图5 网格点优化流程图

条中心线的交点即为优化后的网格点. 为了提高直线检测的成功率和精度, 采用多尺度策略优化所有网格点, 图 5 为优化流程图.

3.1.2 网格交叉点校正坐标计算

首先建立世界坐标系 ($O_w - X_w - Y_w$) 和图像坐标系 ($O - u - v$), 如图 6 所示. 当标志板平行于像增强器的成像面时, 在不考虑畸变的情况下世界坐标系到图像坐标系的变换是相似变换:

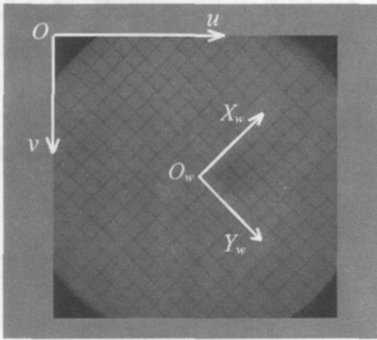


图 6 世界坐标系和图像坐标系. $O_w - X_w - Y_w$ 为世界坐标系, O_w 为标志板中心; $O - u - v$ 为图像坐标系, O 为图像左上角

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s \cos \theta & -s \sin \theta & t_u \\ s \sin \theta & s \cos \theta & t_v \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X^w \\ Y^w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中 (u, v) 为理想图像坐标, (X^w, Y^w) 为世界坐标. 参数 s, t_u, t_v 和 θ 可以通过下式求出:

$$\arg \min_{s, \theta, t_u, t_v} \left\{ \sum_i \left[(u'_i - u_i)^2 + (v'_i - v_i)^2 \right] \right\} \quad (4)$$

式中 i 为网格点索引, (u'_i, v'_i) 和 (u_i, v_i) 为第 i 个网格点的畸变坐标和理想坐标. 提取出网格点的图像坐标和物理坐标后, 结合式 (3) 和式 (4) 可以求出四个参数, 然后根据式 (3) 可求得网格点的校正坐标.

3.1.3 利用薄板样条插值恢复图像

薄板样条 (Thin Plate Spline, TPS) 可以将空间变换分解为全局反射变换和局部非反射变换之和^[13]. 在空间对应点集的约束下, 通过最小化薄板的弯曲能, 能够求出变换特征点集之间的匹配矩阵和映射参数. 利用网格交叉点的校正坐标和畸变坐标构造从校正坐标到畸变坐标的薄板样条函数, 并结合灰度插值技术对图像的畸变进行校正:

$$I(u, v) = I'(u', v') = I'(TPS(u, v)) \quad (5)$$

式中 I 和 I' 分别为校正图像和畸变图像, TPS 为薄板样条函数, (u, v) 和 (u', v') 分别为校正图像和畸变图像的坐标. 采用灰度插值技术是因为校正图像的像素坐标所对应的畸变坐标未必与畸变图像的某一像素坐标重合. 现有的灰度插值方法主要有最邻近法 (nearest neighbor)、双线性法 (bilinear) 和三次卷积法 (cubic convolution), 这里选择双线性内插法.

3.2 畸变校正模型

当 C 型臂绕床的经向旋转时, 其方位角称作左前斜 (Left Anterior Oblique, LAO) 和右前斜 (Right Anterior

Oblique, RAO), 绕床的纬向旋转时, 其方位角称作头位 (Cranial, CRA) 和足位 (Caudal, CAU). 定义 α 为左右前斜方位角的角度, 当 $\alpha > 0$ 时为左前斜, 当 $\alpha < 0$ 时为右前斜; 定义 β 为头足方位角的角度, 当 $\beta > 0$ 时为头位, 当 $\beta = 0$ 时为足位. C 型臂的方位与 α 和 β 的关系如图 7 所示. 此外, 发射源和像增强器之间的距离 (Source Intensifier Distance, SID) 也是 C 型臂的重要参数, SID 变化引起的畸变改变非常小, 可以忽略^[11].

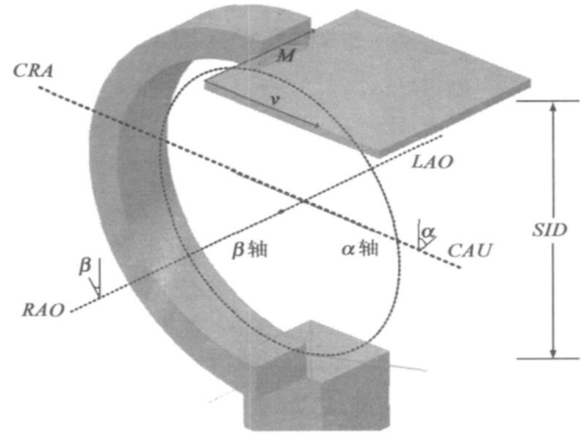


图 7 C 型臂运动方位示意图

畸变表现为图像中的所有像素在像面内的移动, 而由于方向相关畸变的存在, 每个像素均随 C 型臂方位的变化而运动. 建立关于 C 型臂方位角的多项式像素运动模型:

$$\begin{cases} u'_{u,v}(\alpha, \beta) = \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^n a_{u,v,j} \alpha^{n-m} \beta^m \\ v'_{u,v}(\alpha, \beta) = \sum_{n=0}^N \sum_{m=0}^n b_{u,v,j} \alpha^{n-m} \beta^m \end{cases} \quad (6)$$

式中 $j = n(n+1)/2 + m$, ($u'_{u,v}(\alpha, \beta)$, $v'_{u,v}(\alpha, \beta)$) 为在 (α, β) 角度下与校正图像中的像素 (u, v) 对应的畸变图像坐标. 模型中的参数 $a_{u,v,j}$ 和 $b_{u,v,j}$ 可以分别通过式 (7)、(8) 求出:

$$\min_k \left\{ \sum_k \left[(u'_{u,v}(\alpha_k, \beta_k) - u'_{(u,v),k})^2 \right] \right\} \quad (7)$$

$$\min_k \left\{ \sum_k \left[(v'_{u,v}(\alpha_k, \beta_k) - v'_{(u,v),k})^2 \right] \right\} \quad (8)$$

式中 k 为不同角度下获取的图像的索引号, (α_k, β_k) 为第 k 幅图像的方位角, ($u'_{u,v,k}, v'_{u,v,k}$) 为第 k 幅图像中像素 (u, v) 对应的畸变坐标. 将每个像素对应的运动参数 $a_{u,v,j}$ 和 $b_{u,v,j}$ 存入三维索引表, 便可通过查询该表校正任意角度下获取的图像:

$$I(u, v) = I'(u'_{u,v}(\alpha, \beta), v'_{u,v}(\alpha, \beta)) \quad (9)$$

式中 I 和 I' 分别为获取的畸变图像和校正后图像.

4 实验和讨论

所有实验数据均采集自 Philips 公司生产的 Integris Allura 数字造影系统, 其视场可选为 23cm, 17cm, 14cm.

将标志板固定于像增强器前并保证与像增强器的成像面平行, 图像为 512×512 的灰度序列图像. 所有实验均在一台处理器为 PIV3. 20G, 内存为 1G 的微型计算机上完成.

4.1 基于 TPS 的单幅图像畸变校正精度分析

在某个方位下先获取一幅图像 E , 保持 C 型臂的方位不变将标志板旋转一定角度获取另一幅图像 T . 利用图像 E 建立 TPS, 并用以校正图像 T . 校正后图像 T 中网格点的畸变残差计算公式如下:

$$D = \left\{ d_i \mid d_i = \left\| \text{TPS}(u_i^T, v_i^T) - (\hat{u}_i^T, \hat{v}_i^T) \right\| \right\} \quad (10)$$

$$\text{TPS}: \left(u_i^E, v_i^E \right) \rightarrow \left(\hat{u}_i^E, \hat{v}_i^E \right) \quad (11)$$

式中 i 为网格点索引, (u_i^T, v_i^T) 和 $(\hat{u}_i^T, \hat{v}_i^T)$ 为图像 T 中相对应的校正坐标和畸变坐标, (u_i^E, v_i^E) 和 $(\hat{u}_i^E, \hat{v}_i^E)$ 为图像 E 中相对应的校正坐标和畸变坐标, D 为经 TPS 校正后图像 T 中网格点的校正残差集合. 利用该集合的最大值、平均值、标准差和均方根来评价校正精度, 如式(12)所示. 由于在不同视场下图像的畸变不同, 选取临床常用的 17cm 和 23cm 两种视场分别进行精度分析. 当视场为 17cm 时, 优化网格交叉点时的尺度选取为 15、20 和 25 个像素, 当视场为 23cm 时, 相应的尺度选取为 10、15 和 20 像素.

$$\begin{cases} \text{Mean} = \text{mean}(D) = \sum_{i=1}^n d_i / n \\ \text{Max} = \text{Max}(D) = d_j (d_j \geq d_i, i = 1, \dots, n, i \neq j) \\ \text{RMS} = \text{rms}(D) = \sqrt{\sum_{i=1}^n d_i^2 / n} \\ \text{Std} = \text{std}(D) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (d_i - \text{Mean})^2 / (n - 1)} \end{cases} \quad (12)$$

表 1 $SID=1000\text{mm}$ $FOV=23\text{cm}$ 时
基于 TPS 的单幅图象畸变校正精度分析(单位: 像素)

方位	Mean		Max		RMS		Std	
	A	B	A	B	A	B	A	B
1	3.00	0.10	12.00	0.59	4.33	0.14	3.14	0.09
2	3.69	0.11	15.21	0.95	5.35	0.32	3.92	0.15
3	3.48	0.12	14.61	0.96	5.07	0.22	3.69	0.22
4	3.70	0.13	15.31	0.80	5.40	0.25	3.87	0.20
5	2.99	0.12	11.94	0.90	4.33	0.19	3.14	0.14
6	3.38	0.11	16.58	0.92	4.92	0.24	3.59	0.20
7	3.49	0.10	14.91	0.88	5.09	0.20	3.71	0.20

注: A 列为校正前畸变统计指标, B 列为校正后畸变残差统计指标

表 1 和表 2 是多个角度下的精度分析结果. 对比可以看出, 视场为 23cm 时畸变更明显, 畸变最大值和均值分别为 15 个像素(6.7mm) 和 3 个像素(1.35cm) 左右; 视

场为 17cm 时图像畸变的最大值和均值分别为 3 个像素(1mm) 和 0.7 个像素(0.23mm) 左右. 校正后, 视场为 23cm 时畸变残差最大值小于 1 个像素(0.4mm)、均值为 0.1 个像素(0.04mm) 左右, 视场为 17cm 时畸变残差最大值为 0.5 个像素(0.17mm) 左右, 均值为 0.1 个像素(0.03mm) 左右.

表 2 $SID=1000\text{mm}$ $FOV=17\text{cm}$ 时
基于 TPS 的单幅图象畸变校正精度分析(单位: 像素)

方位	Mean		Max		RMS		Std	
	A	B	A	B	A	B	A	B
1	0.70	0.10	2.80	0.50	0.84	0.14	0.46	0.09
2	0.68	0.13	2.60	0.42	0.80	0.16	0.42	0.09
3	0.72	0.11	3.28	0.59	0.88	0.16	0.51	0.12
4	0.71	0.08	3.55	0.40	0.85	0.10	0.48	0.05
5	0.74	0.10	3.07	0.51	0.89	0.15	0.49	0.11
6	0.66	0.10	2.39	0.47	0.77	0.13	0.40	0.09
7	0.69	0.12	2.88	0.58	0.83	0.16	0.46	0.11

注: A 列为校正前畸变统计指标, B 列为校正后畸变残差统计指标

4.2 像素运动模型多项式次数的确定和精度分析

在间隔均匀的多个角度下获取标志板图像, 并分别提取网格交叉点的畸变坐标和校正坐标. P_i 和 \hat{P}_i 分别为第 i 个网格交叉点的校正坐标和畸变坐标, 根据像素运动模型计算出与 P_i 对应的畸变坐标为 P'_i , 从而 \hat{P}_i 和 P'_i 间的欧式距离表征了在网格点处像素运动模型的误差, 则像素运动模型在所有网格点处的误差集合 D 为:

$$D = \left\{ d_i \mid d_i = \left\| \hat{P}_i - P'_i \right\| \right\} \quad (13)$$

当 P_i 的坐标值不是整数时不能直接求出 P'_i , 这里可以采用双线性插值, 如 $P_{lu}(P'_{lu})$ 图 8 所示:

图中 $P_{lu}, P_{ru}, P_{rd}, P_{ld}$ 为 P_i 周围 4 个像素的图像坐标, $P'_{lu}, P'_{ru}, P'_{rd}, P'_{ld}$ 分别为通过像素运动模型求得的与 $P_{lu}, P_{ru}, P_{rd}, P_{ld}$ 对应的 $P_{lu}(P'_{lu})$ 畸变坐标, 则与 P_i 对应的畸变坐标为:

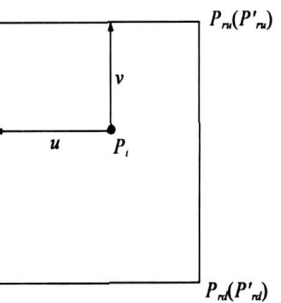


图 8 双线性插值

$$P'_i = P'_{lu}(1-u)(1-v) + P'_{ru}(1-v)u + P'_{ld}(1-u)v + P'_{rd}v \quad (14)$$

可用式(12)所定义的统计量作为像素运动模型的精度评价标准.

畸变校正模型为二元多项式, 次数的不同选择会影响精度, 下面以像增强器的视场选取 17cm 的情况为例

说明多项式次数的确定. 首先在 25 个不同角度下 ($\alpha = [-40, -20, 0, 20, 40]$, $\beta = [-40, -20, 0, 20, 40]$) 获取图像用于确定像素运动模型的参数, 然后在 16 个角度下 ($\alpha = [-30, -10, 0, 10]$, $\beta = [-30, -15, 15, 30]$) 获取

图像用于确定多项式模型的次数, 实验结果如表 3 所示. 最后, 像素运动模型的精度分析在 20 个角度 ($\alpha = [-30, -15, 0, 15, 30]$, $\beta = [-30, -10, 10, 30]$) 下进行, 实验结果如表 4 所示.

表 3 多项式模型次数的确定(单位: 像素)

α	β	Mean			Max			RMS			Std		
		1次	2次	3次	1次	2次	3次	1次	2次	3次	1次	2次	3次
-30°	-30°	0.11	0.11	0.11	0.67	0.54	1.0	0.14	0.13	0.15	0.08	0.08	0.10
-30°	-15°	0.10	0.09	0.10	0.63	0.68	0.65	0.14	0.12	0.13	0.09	0.08	0.08
-30°	15°	0.13	0.12	0.13	0.90	0.82	0.74	0.16	0.14	0.15	0.09	0.08	0.08
-30°	30°	0.10	0.09	0.09	0.46	0.45	0.39	0.12	0.11	0.11	0.06	0.06	0.06
-10°	-30°	0.13	0.10	0.10	0.45	0.88	0.73	0.15	0.14	0.13	0.07	0.09	0.08
-10°	-15°	0.12	0.07	0.07	0.53	0.42	0.35	0.15	0.09	0.09	0.08	0.06	0.06
-10°	15°	0.13	0.08	0.08	0.59	0.44	0.37	0.16	0.10	0.10	0.09	0.06	0.05
-10°	30°	0.12	0.08	0.08	0.58	0.50	0.36	0.14	0.10	0.10	0.08	0.07	0.06
0°	-30°	0.11	0.10	0.11	0.72	0.70	0.81	0.13	0.13	0.14	0.08	0.08	0.08
0°	-15°	0.14	0.08	0.07	0.71	0.44	0.45	0.17	0.10	0.10	0.10	0.06	0.06
0°	15°	0.15	0.08	0.08	0.58	0.43	0.38	0.17	0.11	0.10	0.09	0.07	0.06
0°	30°	0.09	0.08	0.08	0.50	0.47	0.43	0.12	0.10	0.10	0.07	0.06	0.06
10°	-30°	0.08	0.08	0.08	0.43	0.43	0.48	0.10	0.10	0.11	0.06	0.06	0.07
10°	-15°	0.13	0.08	0.08	0.84	0.81	0.87	0.17	0.12	0.13	0.11	0.09	0.09
10°	15°	0.14	0.11	0.11	0.64	0.43	0.46	0.17	0.13	0.13	0.09	0.06	0.06
10°	30°	0.12	0.13	0.13	0.52	0.49	0.45	0.14	0.15	0.15	0.08	0.07	0.07

注: 1次、2次和3次三列分别对应多项式的最高次取1、2和3时的统计指标

表 4 FOV= 17cm 时图象畸变校正精度分析(单位: 像素)

方位	Mean		Max		RMS		Std	
	A	B	A	B	A	B	A	B
1	0.79	0.11	3.88	0.54	0.97	0.13	0.57	0.08
2	0.74	0.09	3.34	0.68	0.88	0.12	0.47	0.08
3	0.71	0.12	3.71	0.52	0.86	0.14	0.49	0.08
4	0.72	0.09	3.45	0.45	0.88	0.11	0.50	0.06
5	0.74	0.10	3.54	0.44	0.89	0.13	0.51	0.08
6	0.76	0.08	2.94	0.28	0.91	0.10	0.49	0.05
7	0.77	0.08	3.41	0.50	0.93	0.10	0.52	0.07
8	0.73	0.08	3.24	0.55	0.88	0.10	0.49	0.06
9	0.72	0.10	3.11	0.74	0.86	0.13	0.46	0.08
10	0.80	0.08	3.54	0.44	0.96	0.10	0.54	0.06
11	0.80	0.08	3.45	0.43	0.96	0.10	0.54	0.07
12	0.76	0.08	3.32	0.47	0.91	0.10	0.52	0.06
13	0.74	0.08	3.30	0.43	0.88	0.10	0.49	0.06

(续表)

方位	Mean		Max		RMS		Std	
	A	B	A	B	A	B	A	B
14	0.77	0.08	2.99	0.81	0.92	0.12	0.50	0.09
15	0.71	0.11	2.83	0.43	0.86	0.13	0.48	0.06
16	0.68	0.13	2.84	0.49	0.83	0.15	0.47	0.07
17	0.67	0.12	2.91	0.59	0.80	0.14	0.45	0.07
18	0.67	0.13	2.91	0.53	0.80	0.15	0.45	0.07
19	0.61	0.10	2.29	0.32	0.72	0.18	0.38	0.06
20	0.70	0.11	2.89	0.27	0.81	0.13	0.44	0.06

注:A 列为校正前畸变统计指标, B 列为校正后畸变残差统计指标

从表 3 可以看出, 当多项式的次数为 2 时误差平均值在 0.1 像素左右, 与次数取 3 时所得到的结果相当且很稳定, 故选取二元二次多项式作为像素运动模型. 表 4 为像素运动模型选取二元二次多项式时各方位下的校正精度. 可以看出, 校正算法的平均误差在 0.1 像素

(0.03mm)左右,最大误差在 0.5 像素(0.17mm)左右,且在各方位下比较稳定.图 9 为经过校正后图像畸变残差的分布图,畸变残差大于 0.2 像素主要分布在图像边缘,而临床中经常用到的图像中心部位具有较高的校正精度.

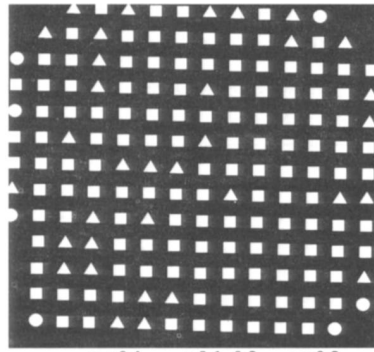


图 9 校正后残差分布

Canero^[11]提出一种依次校正方位

相关畸变和方位无关畸变的方法,大量实验表明该算法具有较高的精度.将本文方法与之比较,结果见表 5.本文提出的算法校正一幅图像所需要的时间不到 1s,并通过将方向相关畸变和方向无关畸变一起处理简化了模型.两者校正残差均值均约为 0.1 像素,精度相当.

表 5 算法比较

	用时	校正残差均值	方向相关和无关畸变处理
像素运动模型	< 1s	0.11 像素	一起处理
Canero 方法	1~2s	0.13 像素	分开建模

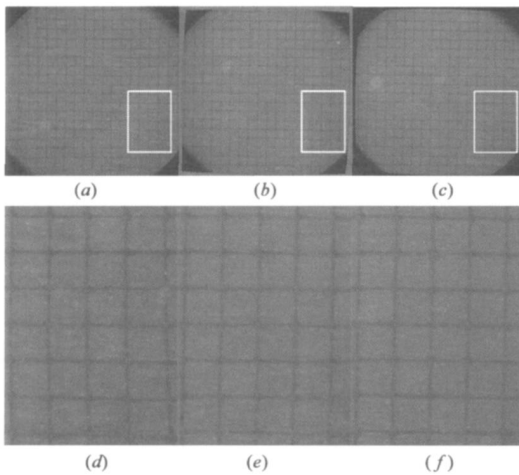


图 10 两种畸变校正方法的结果比较.(a)(d)为原图;(b)(e)为利用基于像素运动模型的方法校正后的图像;(c)(f)为利用 Canero 的方法校正后的图像

图 10 是两种算法校正后的效果,(a)为原图,(b)为经过本文提出的校正算法处理后的图像,(c)为经 Canero 的方法处理后的图像.(d),(e),(f)分别与(a),(b),(c)中标记的子块相对应.可以看出两种方法均可以有效对畸变进行校正.

5 结论

数字造影设备的成像畸变随成像方向变化,将畸变看作所有像素运动的结果,分析图像中每个像素的

运动并建立像素运动模型,进而可以对各个方向的图像进行畸变校正.实验结果表明该方法具有较高的精度,特别是在图像的中心区域.目前认为每个像素由畸变引起的运动是不相关的,可以考虑进一步研究相邻像素间运动的相关性从而减小计算量,提高算法速度.我们将在接下来的工作中将该方法应用于实际冠脉造影图像分析和三维重建中,并研究该畸变校正算法对于改善三维重建精度所起到的作用.

致谢:作者感谢北京朝阳医院的李延辉医生为我们提供了大量的冠状动脉造影数据.

参考文献:

- [1] E Coste, D Gibon, J Rousseau. Assessment of image intensifier and distortion for DSA localization studies[J]. The British Journal of Radiology, 1997, 70(829): 70-73.
- [2] L Launay. Quantitative evaluation of an algorithm for correcting geometrical distortions in DSA images: application to stereotaxy [A]. In Proc SPIE Vol 2434[C]. San Diego: SPIE The International Society for Optical Engineering, 1995. 520-529.
- [3] E Gronenschild. Effect of spatial orientation on the Image Intensifier distortion in quantitative coronary angiography[A]. In Proc Computers in Cardiology 1993[C]. London, UK: IEEE Computer Society Press, 1993. 595-598.
- [4] J Rousseau, E Coste, D Gibon, B Peituzon, C Vasseur, X Marchandise. Correction of image distortion for stereotactic DSA localization[A]. In Proc Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE 17th Annual Conference[C]. Montreal, Canada: IEEE, 1995. 445-446.
- [5] E Gronenschild, J Roos, G Mulken. The accuracy and reproducibility of an algorithm to correct for geometric image distortion in quantitative coronary angiography[A]. In Proc Computers in Cardiology 1996[C]. Indianapolis, USA: IEEE Computer Society Press, 1996. 105-108.
- [6] F G Luis, S. Guy, J L Robert, R M Elliot, O Cengizhan. Distortion correction, calibration, and registration: toward an integrated MR and x-ray interventional suite[A]. In Proc SPIE Vol. 5744 [C]. Bellingham, USA: SPIE The International Society for Optical Engineering, 2005. 146-156.
- [7] D A Reimann, M J Flynn. Automated distortion correction of X-ray image intensifier images[A]. In Proc Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference 1992[C]. Orlando, USA: IEEE, 1992. 1339-1341.
- [8] C B Delia Soimu, Nicolas Pallikarakis. A novel approach for distortion correction for X-ray image intensifiers[J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2003, 27(1): 79-85.
- [9] H Wollschlager. Improvement of quantitative angiography by exact calculation of radiological magnification factors[J]. Journal of Computers in Cardiology, 1985, 93(103): 483-486.

- [10] D G W Onnasch, G P M Prause. Geometric image correction and iso-center calibration at oblique biplane angiographic views[A]. In Proc Computers in Cardiology 1992 [C]. Durham, USA: IEEE Computer Society Press, 1992. 647 - 650.
- [11] F V Cristina Cañero, Josepa Mauri, Petia Radeva. Predictive (un) distortion model and 3 D reconstruction by biplane snakes[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21 (9): 1188- 1201.
- [12] T Sund, K Eilertsen. An algorithm for fast adaptive image binarization with applications in radiotherapy imaging[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(1) : 22- 28.
- [13] H Chui, A Rangarajan. A new point matching algorithm for non-rigid registration[J]. Computer Vision and Image Understanding, 2003, 89(2- 3) : 114- 141.

作者简介:



李颖超 男, 1983 年生于山东聊城, 现为北京理工大学光电工程系光电技术与信息系统实验室博士研究生. 研究方向为医学图像处理 and 三维重建可视化研究.

E-mail: ycli@bit.edu.cn



王涌天 男, 北京理工大学信息科学技术学院教授、博士生导师、光电信息技术与颜色工程研究所所长, 教育部“长江学者奖励计划”特聘教授. 主要研究领域为技术光学、虚拟现实和增强现实、医学图像处理和手术导航.

E-mail: wyt@bit.edu.cn