

Кулиш С. Н., Лукин В. В., Погребняк А. Б., Курекин А. А.

Совместная цифровая обработка тепловизионных изображений
для целей медицинской диагностики.

Тепловизионная диагностика для медицинских целей представляет собой высокочувствительный, надежный и не требующий оперативного вмешательства метод наглядного представления повреждений мягких тканей и дисфункций нервных волокон, что выгодно отличает ее от многих других методов. Она позволяет выявлять аномалии термической картины, характерные для многих болезней и физических расстройств путем измерения и графического отображения поверхностной температуры кожи пациента.

Данный метод позволяет с успехом использовать его в дополнение к другим средствам диагностики расстройств нервных оснований, растяжений и разрывов суставных связок, выявлять точки повышенной чувствительности и мышечные воспаления, обнаруживать компрессионные переломы задолго до их появления на рентгеновских снимках.

Отечественное приборостроение в настоящее время не располагает разработками микрокомпьютерного тепловизионного диагностического оборудования, которое соответствовало бы мировым стандартам.

Нами был разработан новый программно-технический тепловизионный комплекс, включающий систему компьютерной обработки тепловых изображений, значительно расширяющую функциональные возможности стандартных тепловизоров и улучшающую качество и точность тепловизионной диагностики. Компьютерная обработка позволяет производить следующие операции: статистический анализ по гистограмме

изображения и его фрагментов; оперативный выбор диапазона визуализации; увеличение анализируемого фрагмента изображения в 2, 4, 8 раз; выбор цветокодированной или черно-белой шкалы визуализации; инверсия изображения; привязка температурного диапазона; вычисление температуры в любой точке изображения; визуализация температурных профилей тепловизионных изображений; фильтрацию изображений. Кроме того, программная среда позволяет осуществлять сравнительный анализ двух изображений и совместную обработку тепловизионных изображений.

Для осуществления совместной обработки тепловизионных изображений в медицинских целях необходимо приведение к единой шкале информационных признаков, которые свидетельствуют о протекании заболевания или происходящих в ходе лечения изменениях. Данные информационные признаки являются в рассматриваемом случае вариациями значений теплового излучения в некоторых локальных областях во времени или же являются изменениями конфигурации областей с заданной температурой. В обоих случаях программные средства должны позволять не только контролировать эти изменения и проводить соответствующие измерения, но и приводить наблюдаемые изображения к единому масштабу, т.е. совмещать изображение с заданным антропологическим эталоном. Операция совмещения необходима вследствие ряда причин: получение тепловизионных изображений в разные моменты времени могут быть выполнены с неодинакового расстояния между пациентом и ИК-приемником и при несколько отличающихся ракурсах; у различных пациентов отдельные участки одних и тех же локальных областей могут иметь различные геометрические размеры. Эти причины приводят к изменению масштаба изображений по обеим осям, взаимному сдвигу информационных фрагментов. Кроме того, объект визирования с

физической точки зрения является нежестким и существенно объемным, что может привести к нелинейным искажениям анализируемого изображения, которые наиболее сложно скомпенсировать при преобразовании данных в единую систему пространственных отсчетов (коррекции геометрических искажений).

Нами был разработан сравнительно простой в вычислительном отношении и физической интерпретации алгоритм трансформации данных, основанный на матричных преобразованиях и реализующий одновременно операции поворота, сдвига и масштабирования. При этом, являясь достаточно хорошим при совмещении изображений плоских поверхностей участков тела пациента, таких как грудная клетка или спина, использование данного алгоритма при анализе головы или конечностей требует от исследователя установления достаточно жестких, но приемлемых с практической точки зрения требований к обеспечению мало варьируемых пространственного расположения системы регистрации теплового поля (тепловизора) и ракурса пациента в пределах не более $2-3^{\circ}$ вокруг вертикальной оси относительно среднего положения.

Разработанный алгоритм геометрического преобразования исходного тепловизионного изображения основан на использовании реперных точек, которые могут быть определены оператором по антропологическим признакам. В соответствии с этим алгоритмом коррекция геометрических искажений проводится по особым (реперным) точкам, выделенным на эталонном и исходном тепловизионном изображении.

Запишем геометрические преобразования поворота, сдвига и изменения масштаба в операторной форме:

$$S' = A S, \quad (1)$$

где S' - откорректированное изображение, S - исходное тепловизионное изображение, A - матрица оператора коррекции

геометрических искажений, осуществляющая изменение масштаба и поворот исходного телевизионного изображения.

Обозначим $F^T = (f_{xi}, f_{yi}; i = \overline{1, n})$ - реперные точки на эталонном изображении $S_э$, $G^T = (g_{xi}, g_{yi}; i = \overline{1, n})$ - соответствующие им точки на исходном телевизионном изображении S : n - количество реперных точек.

Коррекция исходного телевизионного изображения может быть выполнена по методу наименьших квадратов, в соответствии с которым выполняется минимизация

$$\sum_{i=1}^n (f_{xi} - a_{11}g_{xi} - a_{12}g_{yi})^2 = \min_{a_{11}, a_{12}},$$

$$\sum_{i=1}^n (f_{yi} - a_{21}g_{xi} - a_{22}g_{yi})^2 = \min_{a_{21}, a_{22}}, \quad (2)$$

где $a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}$ - элементы матрицы A .

Из (2) можно перейти к системе уравнений

$$\left. \begin{aligned} a_{11} \sum_{i=1}^n g_{xi}^2 + a_{12} \sum_{i=1}^n g_{xi}g_{yi} &= \sum_{i=1}^n f_{xi}g_{xi} \\ a_{12} \sum_{i=1}^n g_{yi}^2 + a_{11} \sum_{i=1}^n g_{xi}g_{yi} &= \sum_{i=1}^n f_{xi}g_{xi} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

$$\left. \begin{aligned} a_{21} \sum_{i=1}^n g_{xi}^2 + a_{22} \sum_{i=1}^n g_{xi}g_{yi} &= \sum_{i=1}^n f_{yi}g_{yi} \\ a_{22} \sum_{i=1}^n g_{yi}^2 + a_{21} \sum_{i=1}^n g_{xi}g_{yi} &= \sum_{i=1}^n f_{yi}g_{yi} \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

Решая (3), (4), получаем элементы матрицы A . Далее коррекция S осуществляется в соответствии с

$$\begin{aligned} x_{S'} &= x_f - a_{11}x_g - a_{12}y_g, \\ y_{S'} &= x_f - a_{21}x_g - a_{22}y_g. \end{aligned} \quad (6)$$

В ходе проведения экспериментов по сравнительному анализу изображений при выполнении этапа совмещения изображений по алгоритму реперных точек (3 - 6) было установлено:

1). Точность совмещения возрастает по мере увеличения числа опорных точек, но повышение точности становится малозаметным при числе реперов более 5.

2). При выборе реперных точек следует придерживаться следующей оптимальной конфигурации их взаимного расположения:

при числе реперов 3 - равносторонний треугольник;

при числе реперов 4 - квадрат;

при числе реперов 5 - равносторонний пятиугольник.

При большем числе реперов возможно несколько оптимальных конфигураций.

3). Желательно расстояние между реперными точками выбирать побольше.

4). При выборе опорных точек исследователь (оператор) не всегда с одинаковой точностью может определить их координаты на изображении: более контрастные точки могут быть выбраны с большей точностью локализации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Прэтт У. Цифровая обработка изображений / Пер. с англ. - М.: Мир. - 1982. Кн. 2 - 480с.
2. Файн В.С. Опознавание изображений. - М.: Наука, 1970.
3. Гуревич Г.Б. Основы теории алгебраических инвариантов. - Л. - М.: ОГИЗ, 1948.