

文章编号: 1672-8785(2010)01-0044-05

用红外热像仪分析人体的温度分布和病灶

李洪霞 曾光宇

(中北大学信息与工程学院, 山西太原 030051)

摘 要: 非致冷红外热像仪具有价格低、重量轻、功耗低、体积小、性能可靠等特点。本文采用微测辐射热计非致冷焦平面红外热像仪对人体温度的分布情况进行了研究。由于红外灰度图像的对比度较差以及各个部位的红外图像的灰度范围不同, 对微测辐射热计非致冷焦平面红外热像仪得到的红外图像进行了自适应阈值伪彩色图像处理, 处理结果为分析病灶的位置和大小提供了方便。

关键词: 焦平面阵列; 红外热图; 伪彩色图像处理; 自适应阈值

中图分类号: TN215 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1672-8785.2010.01.010

Analysis of Temperature Distribution and Lesions of Human Body by Infrared Thermal Imager

LI Hong-xia, ZENG Guang-yu

(School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Uncooled infrared thermal imagers have the features of low price, low weight, low power dissipation, small size and reliability etc.. An uncooled infrared thermal imager with an infrared microbolometer focal plane array is used to analyze the temperature distribution and lesions of human bodies. Because infrared grey scale images have lower contrast and the grey scales of the images of different parts of a human body are different, the pseudo-color images obtained by the infrared thermal imager are processed by using an adaptive threshold processing method. The processing results are of great convenience for analyzing the location and size of lesions.

Key words: FPA; infrared thermal imager; pseudocolor image processing; adaptive threshold

1 引言

人体是一个生物发热体, 而且其各部位的温度不相等。现代医学研究表明, 人体正常的温度分布具有一定的稳定性和对称性。如果人体某处的温度发生改变, 则表示该处存在病灶, 这是因为该处由于血流和代谢的改变引起了人体温度分布的改变。这种变化可以表现为温度偏高或偏低。红外热像仪可通过对人体温度分布

的显示来表征人体温度分布的变化、变化的部位及其程度。医生在观察分析红外热像和定量测出的温度差值后, 根据解剖学、病理学和临床经验, 就可诊断出病人有无病症、病灶的位置、性质及程度^[1]。

随着红外热像技术的发展, 尤其是非致冷焦平面红外阵列的发展, 医用红外热像仪技术已成为继 CT、磁共振、B 超等现代主流医学影像技术之后的又一新的突破, 并开辟了以功能

收稿日期: 2009-05-25

作者简介: 李洪霞(1984-), 女, 山东聊城人, 研究生, 研究方向为信息处理与重建。E-mail: qfnulhx@163.com

学为主的全新医学影像领域。它的临床应用范围广泛,不但可以用于早期探查,而且还可以应用于追踪观察、疾病诊断、疗效评定以及医学研究等。

2 非致冷焦平面红外热像仪

2.1 工作窗口的选择

凡是温度高于绝对零度的物体均发射出红外辐射。人的体温为 37℃,人体皮肤发射率的平均值可达到 0.99,它可近似为一种 300K 的黑体。斯蒂芬-玻耳兹曼定律表明,黑体的单位表面积向整个半球空间发射的辐射总功率与其自身的绝对温度的四次方成正比,即

$$M_b = \sigma T^4 \quad (1)$$

式中, M_b 表示绝对温度 T 下的总能量, T 是黑体的绝对温度。这一定律说明物体发射的热辐射功率与它的绝对温度有着直接的对应关系。也就是说,只要能测出人体的热辐射功率,就能得知人体的温度。

维恩位移定律则说明,黑体的峰值辐射波长与黑体的绝对温度成反比,即

$$\lambda_m T = C \quad (2)$$

式中, λ_m 表示黑体的峰值波长, T 是黑体的绝对温度, C 是常数,等于 $2897.79\mu\text{m} \cdot \text{K}$ 。也就是说,物体的热辐射是波长和温度的函数。温度越高,辐射能量越大,峰值波长则向短波方向移动。根据这一定律,人们只要知道物体的绝对温度,就能计算出它的峰值辐射波长。人体的正常温度为 37℃(也就是 310K),按公式计算,人体的峰值辐射波长为 $9.348\mu\text{m}$ [2]。因此人们根据人体的峰值辐射波长,通常选用敏感波长为 $8\mu\text{m} \sim 14\mu\text{m}$ 的红外探测器来探测人体的红外辐射。

2.2 非致冷焦平面阵列

非致冷红外焦平面技术在过去的几年内得到了飞速发展,并在军事、商业和民用中得到成功应用。过去曾是制冷型焦平面所占据的应用领

域,现在逐渐被价格低、重量轻、功耗低、体积小、性能可靠、操作方便的非致冷红外探测器所代替。

目前的非致冷红外焦平面阵列,从传感器的材料上看,又分为热释电和微测辐射热计两种类型。不需要制冷器和杜瓦瓶是这两类非致冷焦平面阵列的共同点,也是其整机成本明显低于制冷型焦平面阵列以及具有其它一些优势的原因所在。

微测辐射热计是利用其材料的电阻阻值随入射辐射引起的温升变化而变化这一点来获取探测信息的,它的优势是不需要斩波器。此类探测器的热敏材料不少,当前最好的是硅(非晶、多晶和微晶)和二氧化钒,它们都有较大的负电阻温度系数。微测辐射热计焦平面阵列是一种直流耦合探测器,一般不需要外部调制盘,也无需在规定的临界温度附近进行工作,但必须用热电制冷加热器来稳定其工作温度 [3,4]。

热释电探测器是根据目标场景的变化,即探测器铁电材料的极化程度和介电常数随温度的改变而导致电容内电荷变化这一原理实现的。此类探测器的材料有钦酸铌钽陶瓷、妮酸铪等。

微测辐射热计非致冷焦平面阵列除了相对于制冷型有一些优势外,相对于热释电非致冷焦平面阵列还有以下优点:

- (1) 低制造成本(这主要是由于采用了标准的硅集成电路制造工艺和无需斩波器的缘故);
- (2) 较高的动态响应范围和较好的线性响应;
- (3) 较低的串音和图糊。

根据微测辐射热计非致冷焦平面阵列的优点,本文选择它来制造医用红外热像仪,以便于普及红外热像仪在人体检测中的应用。微测辐射热计非致冷焦平面红外热像仪的原理框图如图 1 所示。

系统由非致冷焦平面阵列(UFPA)、TEC 温控电路、A/D 采集电路、FPGA 模块、DSP 系统、串口通信系统 D/A 和视频等模块组成。

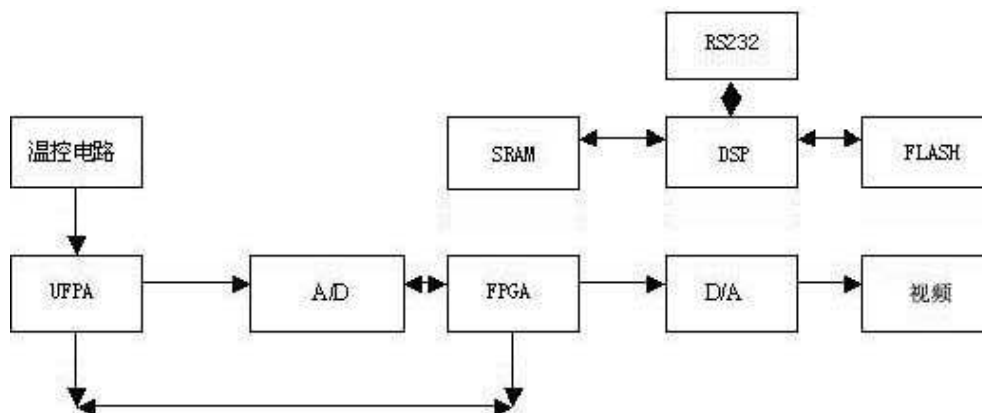


图 1 微测辐射热计非致冷焦平面红外热像仪的原理框图

系统上电后,非致冷焦平面阵列的供电模块和 FPGA 模块产生的脉冲时序分别提供非致冷焦平面阵列正常工作必需的电源电压和脉冲电压,TEC 温控电路则保证焦平面的温度稳定在最佳工作温度附近,其精度可以达到 $0.01\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。同时,在上电期间,DSP 系统将存放在 FLASH 里面的数据(DSP 程序和数据,以及非均匀校正后的增益和偏移量)分别加载到 DSP 内部和 NUC Tables 里。进行必要的初始化后,DSP 系统就可完成系统的时序控制、非均匀校正系数计算、串行通信以及部分图像处理功能。

系统开始工作后,A/D 采集电路将非致冷焦平面阵列的模拟信号转化成数字信号,然后将它们直接送到 FPGA 模块中。FPGA 模块在 NUC Tables 里查找出对应的非均匀校正系数,并根据对应的增益量和偏移量得到校正值。校正值一方面存放到数字视频 RAM1 存储器里,一方面在 FPGA 模块内被用来对图像进行处理。在 FPGA 模块的时序控制下,视频在 D/A 模块中进行数模转换,然后进行视频合成。经过信号调理后,可以得到标准的 PAL 或 NTSC 视频信号。

3 伪彩色处理

人体头面、躯干和四肢的正常表面温度在中心轴线上呈高度的左右对称。当人体处在病理状态时,局部或全身的新陈代谢将发生变化,

这势必会影响局部组织血管及末梢区供血的不平衡,并导致全身或局部热平衡分布的破坏。它在临床上表现为生物组织温度的升高或降低,因此可通过结合临床经验以及人体温度生物特性的左右对称性来分析病灶的位置和大小^[5]。

由疾病引起的人体表面温度变化与正常的人体表面温度相差不是太大,即得到的红外热图大多整体灰暗、明暗对比度差、灰度分布范围窄。为了便于分析病灶区域,就需要对得到的灰度红外图像进行伪彩色处理。

人眼能分辨的灰度级介于十几级到二十级之间,而彩色分辨能力可达到灰度分辨能力的百倍以上。利用视觉系统的这一特性,将灰度图像变成彩色图像或改变已有的彩色分布,都可改善图像的可分辨率。为了便于人眼观察病灶的位置和大小,一般须对医用红外热像仪得到的红外热图进行伪彩色处理。

3.1 伪彩色处理的一般方法

伪彩色处理就是把灰度图像的各个不同灰度级按照线性或非线性的映射函数变换成不同的彩色,得到一幅彩色图像。伪彩色处理主要有三种方法^[6]:

(1) 密度分层法

密度分层法是伪彩色增强中最简单的一种方法。它是对图像的亮度范围进行分层,使一定亮度间隔对应于某一种颜色以增强图像,即把黑白图像的灰度级从 0(黑)到 $M0$ (白)分成 N 个

区间 L_i , $i = 1, 2, \dots, N$ 。给每个区间 L_i 指定一种色彩 C_i , 这样便可以把灰度图像变成伪彩色图像。此方法比较直观简单, 其缺点是变换出的色彩数目有限, 颜色生硬且不调和。

(2) 灰度级 - 彩色变换

灰度级 - 彩色变换是一种更为常用并比密度分层更有效的伪彩色增强方法。它是根据三基色原理, 对原始图像的灰度分别进行红、绿、蓝三种不同变换, 得到三基色分量; 然后用它们分别去控制彩色显示器的红、绿、蓝电子枪, 便可以在彩色显示器的屏幕上合成一幅彩色图像。彩色的含量由变换函数的形状而定, 典型的变换函数如图 2 所示。

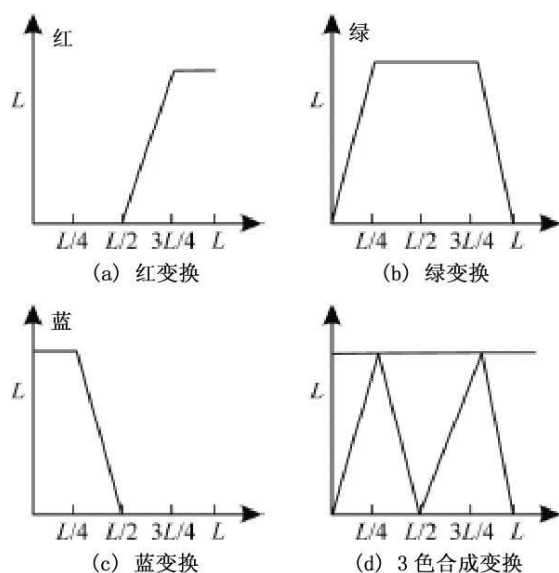


图 2 典型的变换函数

(3) 频率域伪彩色增强

频率域伪彩色增强是先通过傅里叶变换把黑白图像变换到频率域, 接着用三个具有不同传递特性的滤波器将其分离成三个独立分量, 然后对它们进行反傅里叶变换, 得到三幅代表不同频率分量的单色图像, 再对这三幅图像作进一步的处理 (如直方图均衡化), 最后将它们作为三基色分量分别输入到彩色显示器的红、绿、蓝显示通道, 从而实现频域的伪彩色增强。这种方法实现起来比较复杂。

3.2 自适应阈值的伪彩色图像处理

由各种疾病引起的人体表面温度变化并不相同, 例如: 双测乳房的平均温差大于 $1.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时, 就判断乳腺癌^[7], 溃疡部位的温度比周围正常组织要高 $0.7\text{ }^{\circ}\text{C} \sim 1.0\text{ }^{\circ}\text{C}$, 因此需要采用自适应阈值方法对图像进行伪彩色处理。

传统的灰度 - 彩色变换采用固定的范围, 但是当灰度范围比较集中时, 图像的色彩反映并不是很强烈, 这就使观察者很难辨别温度的高低范围^[8]。因此, 本文对传统的灰度 - 彩色变换进行了改进, 并采用自适应阈值的方法进行伪彩色处理, 变换原理如图 3 所示。根据不同物体的像素值分布区域的特点, 先确定图像灰度的最小值 Z_0 和最大值 Z_1 , 并在最大值与最小值之间划分几个不同的区域, 然后再根据传统的灰度 - 彩色变换函数, 在重新划分的区域中对图像进行伪彩色处理。无论图像灰度如何变化, 其中突出的都会是物体的图像。这样就不会造成人的视觉错觉, 而且还能使红外图像变得层次分明和清晰, 从而让观察者可以很快分辨出温度的不同区域, 使得对病灶位置和大小分析变得更加容易。

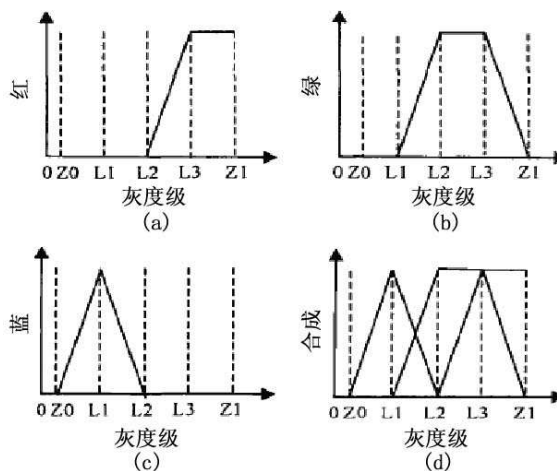


图 3 自适应阈值的变换函数

3.3 结果分析

图 4 是一只受外伤后中指末端疼痛而外观和活动均正常的手的红外热图, 但红外灰度图像不能清晰地显示病灶的位置。经伪彩色处理后, 该图清晰地显示中指部位的温度偏低, 结合

临床经验, 就可以初步判断该中指末梢血管缺血。

图 5 是一个左踝关节肿痛的人的大腿的彩色红外热图。其中, 左下肢大腿的中下段呈低温, 左足踝部相对呈高温。根据人体正常红外热图的对称性和临床经验可以得到, 损伤累及到了血管而不是单纯的踝关节扭伤。

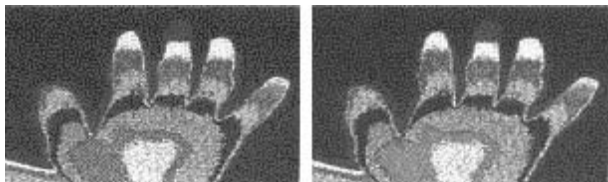


图 4 伪彩色处理一

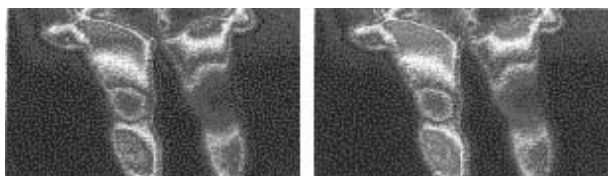


图 5 伪彩色处理二

4 结束语

由于高成本导致没有专门用于医学的红外热像仪, 为了解决这个问题, 本文选择了微测辐射热计非致冷焦平面红外热像仪, 以便普及它

在医学中的应用。人眼对于灰度图像的分辨率很低, 因此, 在对灰度图像进行伪彩色处理后, 观察者就可以很容易地发现病灶的位置和大小。

参考文献

- [1] 杨子彬. 医用热像图在临床中的应用 [J]. *中国物理医学杂志*, 1997, 1: 52-54.
- [2] 姚鼎山. *红外医疗技术* [M]. 上海: 复旦大学出版社, 1991, 196-212.
- [3] Koyama N, Hirata K, Hori K. Computer-assisted infrared study of reflex induced by intradermal melitin [J]. *Pain*, 2000, 84(2-3): 133-139.
- [4] 常本康, 蔡毅. *红外成像阵列与系统* [M]. 北京: 科学出版社, 1995.
- [5] 郑烽礼, 吴珊鹏. 红外热像技术的原理和临床应用 [J]. *Chinese Journal of the Practical Chinese with Modern Medicine*, 2006: 2728-2730.
- [6] 夏良正, 李久贤. *数字图像处理* [M]. 南京: 东南大学出版社, 2005.
- [7] 杨景发, 徐景智, 赵庆勋, 等. 医用红外热像仪在乳腺疾病普查中的应用研究 [J]. *激光与红外*, 2000, 30(1): 42-45.
- [8] 刘缠牢, 谭立勋, 等. 红外图像伪彩色编码和处理 [J]. *应用光学*, 2006, 27(5): 419-423.

新闻动态 News

BAE Systems 公司向美国陆军交付第一台机载昼夜持续监视系统

据 www.baesystems.com 网站报道, BAE Systems 公司为美国陆军研制的第一台机载广域持续传感器 (AWPSS) 已交付使用, 因而可满足美国陆军部队在复杂的作战环境中昼夜持续大范围了解情况的迫切需要。

据 BAE Systems 公司有关人员说, AWPSS 基于该公司独特的侦察技术, 是一种能在拯救部队生命方面发挥极其重要作用的结构紧凑的

轻型高性能系统。它是通过显示敌方车辆、士兵的行动和特点以及其他非对称威胁来帮助部队提高任务执行效率和人员生存力的。

该系统有若干个相似的高分辨率可见光光电与红外成像分系统, 它们均装在一个稳定的转动架内, 因而可以连续记录地面活动的细节。这样便大大增加了现有机载监视系统的覆盖范围并提高了其昼夜监视的能力。

BAE Systems 公司是从 2008 年开始根据一项合同研制 AWPSS 的, 该合同的总金额为 2380 万美元, 合同内容是为美国陆军提供两套完整的系统和两个备用传感器。

□ 高国龙