

# 脑膜瘤图像分割融合

童隆正 周启明 李永忠 李坤成 马斌荣

本文作者童隆正女士，首都医科大学生物医学工程系计算机教研室主任、教授；周启明女士，中国科学院信息安全中心工程师；李永忠先生，首都医科大学宣武医院放射科硕士；李坤成先生，主任医师、教授、博士生导师。马斌荣先生，首都医科大学生物医学工程系主任、教授，本刊编委。

关键词：脑肿瘤 配准 分割融合 伪彩色

## 一 前言

脑肿瘤约占神经系统肿瘤的 88.18%，发病率约为 12/10 万人/年，仅次于胃、肺、子宫、乳腺、食管的肿瘤，是严重危害人类健康的常见病和多发病。脑肿瘤患者早期多无临床表现，晚期病情凶险，死亡率很高，因此，脑肿瘤的早期诊断尤为重要。

CT 和 MRI 是诊断脑肿瘤的常用影像学方法，各有优缺点。CT 的密度分辨率高，可分辨正常脑组织及脑肿瘤的微小密度差别，但是其软组织对比分辨率较差。MRI 可直接行任意角度的切层扫描，软组织对比分辨率高，可清楚分辨肌肉、筋膜、脂肪、脑灰质、脑白质等正常软组织，以及脑肿瘤的正常病灶。但是难以显示肿瘤与颅骨的关系，以及肿瘤内部的钙化部分。近年来，国内外学者开始探索将两种医学影像学图像进行融合，形成一种含更多诊断和鉴别诊断信息的新图像。

本研究以脑膜瘤为基础，将 CT 和 MRI 图像中的正常脑组织与肿瘤组织分割后分别进行加权融合，并进行伪彩色处理，试图为临床医生提供可视化程度更高，信息更丰富的图像，为脑肿瘤的早期诊断服务。

## 二 对象和方法

本实验材料来自首都医科大学宣武医院放射科的病例。患者在数日内行 CT 和 MRI 检查。应用 1.0 超导型磁共振成像仪(Magnetom Impact, Seimens)和普通 CT 扫描机(Somatom Hiq, Seimens)。患者取水平仰卧位，以眶耳线(外眦至外耳道连线)为扫描基线，向上扫描直至颅顶骨。视野(FOV) 217mm，厚度 5mm，无间

隔, 26 层, MRI 图像矩阵  $256 \times 256$ , CT 图像矩阵  $512 \times 512$ 。所得图像经首都医科大学北京市重点实验室 SGI-OCTANE 工作站系统处理, 分别获得 MRI 图像矩阵  $800 \times 800$  和 CT 图像矩阵  $800 \times 800$ 。

目前临床多使用  $T_1$  加权和  $T_2$  加权脉冲序列进行 MRI 成像,  $T_1$  加权像反映质子自旋系统与周围环境的关系,  $T_2$  加权像则反映质子与质子之间的关系。

在 CT、MRI 的  $T_1$  加权像和  $T_2$  加权像中, 图像的灰度按从高到低的顺序排列(见表)。

CT 图像显示颅骨与颅内组织的界线清晰, 肿瘤内部的层次分明, 然而不易清晰分辨脑灰质与白质。MRI 的  $T_1$  加权像可清楚分辨表皮与颅骨, 脑灰、白质与脑脊液, 以及肿瘤的边缘, 但是肿瘤内部的灰度特征与周围组织无本质区别。MRI 的  $T_2$  加权像显示颅骨和肿瘤边缘清晰, 易于提取, 肿瘤周围水肿区较亮, 肿瘤图像灰度有层次性变化。脑灰、白质和脑脊液之间的灰度差别比  $T_1$  加权像更明显(见图 1)。

综上所述, CT 图像可提供颅骨及肿瘤内钙化结构信息, MRI 的  $T_1$  加权像可提供表皮组织、正常脑组织信息,  $T_2$  加权像可提供肿瘤边界、肿瘤内部病理组织信息。本研究将三帧图像的有效信息进行融合处理。

在 CT 和 MRI 图像上, 很容易识别颅脑的一些解剖结构, 例如: 大脑中动脉近端、视交叉、内听道、窦汇和枕颞角等。本研究在三帧图像中分别提取右侧大脑半球中央后沟内端及大脑纵裂后终点两点的坐标值, 然后进行两两配准。

在对  $T_1$  和  $T_2$  图像配准时分别找到两对应点的两组坐标  $(x_{11}, y_{11})$  和  $(x_{21}, y_{21})$ 、 $(x_{12}, y_{12})$  和  $(x_{22}, y_{22})$ , 其中  $y_{12} \neq y_{11}$ ,  $x_{12} \neq x_{11}$ 。若  $(x_1, y_1)$  为  $T_2$  中任意一点, 则  $T_1$  中的对应点  $(x_2, y_2)$  的坐标可用如下公式计算:

$$x_2 = x_1(x_{22} - x_{21}) / (x_{12} - x_{11}) + x_{21} - x_{11}(x_{22} - x_{21}) / (x_{12} - x_{11})$$

$$y_2 = y_1(y_{22} - y_{21}) / (y_{12} - y_{11}) + y_{21} - y_{11}(y_{22} - y_{21}) / (y_{12} - y_{11})$$

由于人脑处于坚硬的颅骨外壳保护之中, 通常可以按照刚体变换方式对脑部图像进行处理。在这里,  $T_1$  图像和  $T_2$  图像是在同一设备上, 同一时间, 对同一病人脑部的同一层面获得的比例相同的图像, 上述公式可简化为:

$$x_2 = x_1 + x_{21} - x_{11}$$

$$y_2 = y_1 + y_{21} - y_{11}$$

CT 图像与  $T_2$  图像来自两种不同设备, 病人体位可能有变化, 采样层面也存在误差(小于 5mm)。但实验证明将图像数据按仿射变换处理结果与按照刚体变换处理结果基本一致, 即大脑中任意两点之间的距离是不变的。因此对 CT 和  $T_2$  图像的配准仍采用上述方法。至此, 三帧图像按同一坐标配准。

接着对三帧配准的图像进行分割处理。在进行直方图分析的基础上设定各部分边界值，然后进行二值处理(见图 2)，如利用  $T_1$  图像分割出头皮部分，利用  $T_2$  图像分割出脑正常组织与肿瘤组织(见图 3)，并获得相应坐标。

颅内正常组织图像灰度直方图如图 4 所示，图中灰度值集中在低端，影响图像的充分显示，因此我们对颅内正常组织图像进行了增强处理。设图像函数为  $img(i, j)$ ，图像像素数为  $M$ ，增强处理的方法如下：

- (1) 求出图像的直方图函数  $f(x)$ ;
- (2) 计算出  $f(x)$  的积分函数  $F(x) = F(x-1) + f(x)$ ;
- (3)  $F1(x) = F(x) \times 255/M$ ;
- (4) 将原图中灰度映射为归一化后的灰度， $img1(i, j) = F1(img(i, j))$ 。

图 5 为处理后的颅内正常组织直方图，图 6 为其相应的灰度图。由于充分利用了有效灰度级的范围，图像明显清晰。肿瘤部分图像的增强处理方法同上。

由于肿瘤中钙化部分密度较高，在 CT 中灰度呈高值状态，而钙化部分质子含量很低，在 MRI 图中灰度呈低值状态，为了保持图像中医学意义的一致性，我们采用以下公式进行融合：

$$C = m \times A + n \times B$$

其中  $A$  为 CT 图像矩阵， $B$  为  $T_2$  图像矩阵， $m = -1$ ， $n = 1$ 。

根据前面分割处理时记录下的边界坐标值将增强和融合后的各个部分如头皮、颅骨、脑组织和肿瘤进行拼接处理，结果如图 7 所示。

研究表明，人眼可以分辨数以千计的彩色，却只能分辨大约 40 级灰度，因此将融合后的灰度图进一步做了伪彩色处理，图 8 为经伪彩处理前后对比图。RGB 调色板设置方法如下：

$$r(i) = h(i)$$

$$g(i) = h(127-i) \quad (i=0 \sim 127)$$

$$g(i) = h(i) \quad (i=128 \sim 255)$$

$$b(i) = h(255-i)$$

这样设置的调色板将灰度值低的转换为蓝色，灰度值高的转换为红色，致使肿瘤中处于活跃阶段的增生部分呈红色，处于不活跃阶段的钙化部分呈深蓝色，符合人们的观察心理。

### 三 结果

原始 CT 图像中，肿瘤略显高密度，其内可见高密度钙化部分，但肿瘤与周围脑实质及上矢状窦的关系不清晰。原始 MRI 图像中，脑组织的灰质、白质对比清晰，肿瘤显示高密度信号，但是不能显示肿瘤内的钙化成分，也不能显示肿瘤与颅骨的关系。

本研究处理后的融合加伪彩图像中，颅脑各种结构清晰；脑灰、白质对比分明；肿瘤影像突出；肿瘤对上矢状窦压迫细节亦十分生动；并且鲜明地显示出肿瘤内部含有 4 种不同的颜色。

总之，融合后的伪彩图像不仅将 CT、MRI 图像中的主要信息综合在一帧图像中，而且更加鲜明生动，为临床医生明确诊断，设计手术及放疗方案提供有利佐证。新图像显示的肿瘤内部结构信息，可能具有重要的研究价值。

### 四 讨论

本项工作在国内刚刚起步，对脑肿瘤的早期诊断和及时治疗有重要而深远的意义。

大脑深部的肿瘤的形状取决于发生部位、生长方式和周围环境。它们大多呈结节状或圆形。本研究所选用的样本为脑膜瘤，约占颅内肿瘤 20%。它们虽呈结节状生长但界线清楚，外有包膜，因此是着手此项研究的理想样本。

值得注意的是，处理后的图像鲜明地显示出肿瘤内含有 4 种不同的颜色，预示肿瘤中可能存在 4 种成分或 4 种病理基础；而原始灰度图像的 4 种成分对比不够强烈，仅提示肿瘤组织及钙化两种成分。这有可能为进一步研究肿瘤的生长发育过程及早期诊断提供新的契机。

人体是有生命的机体，是一架复杂的机器，脑组织更是如此。脑肿瘤处于生长发育的活跃阶段，因此即使同日同层面施 CT、MRI 检查仍会发生误差。本研究 CT、MRI 两图像断层误差虽小于 5mm，但仍不可能精确配准。此外，国内拥有的 CT 和 MRI 设备基本为封闭式设备，其内数据均以胶片形式提供，无法直接截取。扫描胶片，二次处理必将导致一定程度的信息丢失。

由于 CT、MRI 成像机理相佐，再加上部分容积效应的干扰，很难以简单标准解释各种灰度的医学意义。本研究采用分割法融合，以期解决部分问题。肿瘤形状复杂多样，有些呈弥漫状态甚至根本无规律可循，因此，各种融合方法和模型有待于进一步探讨。

感谢王学刚，王玉慧，汪伟和叶德荣对本项目所做的贡献。

(全文完)