

现许多分歧,究竟哪些是可信的、对临床应用有价值的信息,还需要不断的实验和证明

### 3 结论

信息融合的意义在于它从多源信息的综合应用中能获得新信息,以及由此产生处理原有问题的新思路、新方法。医学图像融合作为信息融合的一个极具特色的应用领域,其目的绝不仅仅是实现图像的综合显示,如:将X线平片所得信息与SPECT图像所得信息融合,将可能得到单位骨质密度与骨代谢的关系等等。把各种医学图像的信息有机地结合起来,毫无疑问将给现代医学临床诊断带

来新的思维、新的标准,是近年来的研究热点之一。

### 参 考 文 献

- 1 Roolker W et al. J Nucl Med, 1997; 38 1600-1603
- 2 Hawkes DJ. Eur J Nucl Med, 1991; Springer-Verlag: 752-756
- 3 van Elmbt LR et al. Eur J Nucl Med, 1995; 22 537-542
- 4 Gong L et al. SPIE Biomedical Image Processing II, 1991; 1450 144-153
- 5 Kalki K et al. J Nucl Med, 1997; 38 1535-1540
- 6 Hill DLG et al. Image and Vision Computing, 1994; 12 173-178

(收稿日期: 1998-02-17)

## 核医学图像融合技术

中国医学科学院肿瘤医院核医学科(北京, 100021) 李小华综述 陈盛祖审校

**摘 要:** 功能成像方式的核医学图像与解剖成像方式的图像融合,改善了核医学图像的质量,获得日益广泛的应用。而图像融合的关键是空间匹配,包括图像的定位和转换。本文重点介绍核医学图像融合的两种主要技术方法:外部定位装置方法和人体固有标记定位方法,以及这些方法的类别、原理、特点和应用。

**关键词:** 技术方法 图像融合 核医学

图像融合(image registration)是指不同图像之间的空间配准或结合。这些图像来自相同或不同成像方式,经过一定的变换处理,使它们之间的空间位置、空间坐标达到匹配。图像融合利用各种成像方式的特点,为不同的影像提供互补信息,增加图像信息量,以期对临床诊断和治疗的定位、观察提供有效的方法。在英文文献中,表示图像融合的词汇还有: image coregistration, superimposition, image fusion, aligning, matching等。

### 1 图像融合方式

在核医学中,图像融合包括:①核医学图像与其它核医学图像的融合;②核医学图像与其它成像方式图像的融合;③核医学图像

与由标准解剖图谱导出的图像的融合。相同成像方式的图像融合称为同类方式融合,不同成像方式的图像融合称为交互方式融合。同类融合方式应用在SPECT、PET或平面成像观察同一器官或感兴趣区的计数变化,例如 $^{201}\text{Tl}$ 心肌断层显像,通过图像融合匹配对应的运动和静息图像进行分析。在临床核医学中广泛应用的是交互方式融合。由于核医学成像属于功能成像,以及相对低的空间分辨率和图像计数的统计涨落等因素,核医学图像上的解剖和结构定位是困难的,利用解剖成像方式的CT、MRI或数字化的解剖图谱为其提供与之匹配的解剖信息,有效地弥补了核医学图像在这方面的欠缺。例如,MRI对软组织具有良好的对比度,且不增加

病人的额外照射,较多地用于 SPECT 或 PET 的图像融合;CT能够描述 X光子的线性衰减系数,对确定骨和软组织轮廓有较高分辨能力,常用于计算剂量分布<sup>[1,2]</sup>。

## 2 图像融合的转换与定位

图像融合的关键是图像的空间匹配,匹配处理包括图像的转换和定位。在二维图像融合中,首先要在两组图像的一系列切面中(例如 PET和 MRI两组横断切面)确定出对应的层面,即找出配对的层面,然后对这些层面各对应点进行转换,将第一个图像的层面映射(map)到第二个图像的对应层面上。在三维图像融合中,同样要进行图像转换和定位处理。

### 2.1 转换

图像融合中的转换包括平移、转动、转换、定标、反射等处理,对图像的空间坐标、刻度等参数进行变换,使图像之间匹配。有三种常用的转换算法<sup>[1]</sup>:①刚性转换(rigid transformation),通过平移、转动、反射和线性定标操作,用于几何结构没有空间变形的图像转换;②仿射转换(affine transformation),包括均匀和非均匀定标和附加于刚性转换中的剪切;③多项式转换(polynomial transformation),用于消除由于不同采集参数引起的空间变形和几何结构变化,这种技术常称为Warping,在交互方式图像融合中具有重要作用。在图像融合实践中,上述几种算法经常联合使用<sup>[3,4]</sup>。除了一些简单的转换,例如移动、缩放、矩阵变换等可以人工操作外,转换一般都由计算机自动完成。计算过程中,可以进行一些人为的修正,提高结果的准确性。

### 2.2 定位

图像融合定位方法大致可归为两类:①使用外部定位装置或定位标志;②使用人体或器官固有的体表标志或特征。使用外部定位装置的方法,患者需要佩戴专门设计的模型,而使用人体固有标志的方法,定位由计算

机自动完成。

#### 2.2.1 外部定位装置法

Vogl G等(1989年)介绍一种简单的脑 SPECT与 CT的融合方法:将一水平尺固定在患者前额,配合定位灯进行 CT和 SPECT采集,然后将 SPECT图像传入 CT,根据设定的位置进行图像配对。Mazziotla JC等(1982年)制作一种多个固定点的有机玻璃圆筒形头托用于脑 PET和 CT的图像融合,使用时患者头部置于头托内固定,头托分别固定在 PET和 CT扫描床后进行采集,根据头托的标记位置定位 PET和 CT对应的切面图像。另一种用外部定位器进行脑 PET和 MRI的图像融合方法(Meltzer CC等,1990年)是在定位器上排列许多细管,这些细管在 MRI中可以示为定位标志,首先采集 MRI图像,在矢状面上根据定位标志标出 PET的扫描平面,再按标出的平面采集 PET。以上三种方法代表了使用外部定位装置方法的一种类型,它要求准确的采集定位,并在采集成像过程中必须保持固定,但患者不增加因有源定位模型带来的额外照射。这类方法由于操作不便,已不多使用。

外部定位装置法的另一种类型是使用带有显像标记(如放射源、增强剂等)的装置。Shukla等<sup>[5]</sup>将三个小模型分置于双侧外耳道和眉间作为定位标志,融合脑 SPECT与 MRI SPECT采集模型内放入<sup>57</sup>Co, MRI采集时放入 CuSO<sub>4</sub>,取同样的切面厚度重建横切面图像,以出现三个标志点的切面作为参考平面定位两种成像方式的对应层面。Malison等<sup>[6]</sup>将一尼龙胶带固定在患者头部,胶带上固定数个中空的小球,在进行不同方式采集时,球内注入不同的显像剂或增强剂,利用计算机程序计算脑 SPECT和 MRI各层面上标记点的位置信息,确定出配对层面。Mountz等<sup>[7]</sup>将一倒 V形线源固定在患者头部双侧,线源内注入相应的显像剂或增强剂,进行脑 SPECT/PET和 MRI/CT成像,在每

个横断切面上,脑图像的双侧各有两个点,这两个点的距离代表了不同的层面,根据这一原理对不同成像方式的横断图像进行配对。这种 V形标志还被用于脑 SPECT和 MRI 三维整体显示的图像融合<sup>[8]</sup>。上述方法的特点是采用外置显像标志,定位相对简便和准确,无需复杂的软件,但采集过程中必须保持标志与脑部固定。

以上是使用外部定位装置方法的图像定位过程,层面配对后要进行转换处理,即将不同方位、格式和大小的成对图像调整一致,以便显示和比较。

### 2.2.2 人体固有标志法

从 SPECT/PET图像中提取体位标志,与解剖成像方式的 MRI/CT中的体位标志或与数字化的标准图谱进行匹配。体位标志包括解剖标志、表面轮廓、空间特征和坐标系等。Woods等<sup>[9]</sup>采用最小化 PET对应 MRI 每个 voxel或 pixel值之间标准差的算法,匹配脑 PET和 MRI图像。Kapouleas I等(1991年)则通过计算脑 PET和 MRI横断图像脑半球中心位置的最小均方根匹配 PET和 MRI相关图像。另一种算法(Mintun MA, 1990年)是通过计算两组图像的最大相关进行匹配,它常用于同类方式融合,对在同一台 PET上不同时间采集的两组图像之间的每个 voxel作最大相关分析,配对相应的层面。Junck L等(1990年)应用最大相关原理,通过转动角度和中心线坐标达到图像左右最大相关来完成两组图像的匹配。表面轮廓匹配方法用于三维图像融合,它通过解剖结构表面之间距离均方根的最小化来实现。

Pelizzari CA等(1989年)利用表面匹配技术对 PET和 MRI/CT进行了三维图像融合,作者认为,一个物体的两个三维模型存在一个单一的坐标变换关系,当这种关系被提供一个模型时,两个模型能够最紧密地拟合。该实验的一个脑表面模型从 CT或 MRI图像勾划,相应的 PET模型用 PET上的穿透

成像得到,通过计算机进行表面匹配处理,完成了两个模型的融合。Eberl等<sup>[10]</sup>采用重复比较的方法匹配 SPECT和 PET图像:设定一组图像为参考图像,另一组图像反复与参考图像比较,直到两组图像之间的绝对误差最小,从而实现两组图像的融合。

数字化标准图谱的方法主要用于脑图像融合:将标准的脑二维平面或三维立体解剖图谱存入计算机与 SPECT或 PET的图像进行融合。早期的图谱方法人为参与较多,准确性受到影响。Fox PT等(1985年)采用立体图谱坐标系(stereotactic),确定任意脑 PET感兴趣区的解剖位置。与脑表面模型相似,作者认为脑可以被定义为断层坐标系和立体图谱坐标系,只要确定这两个坐标系的关系,它们之间就可以转换。作者使用可以进行穿透断层的 PET系统,通过穿透扫描图像并辅以头部 X光图像进行定位,利用这些定位信息与图谱作匹配。使用人体固有标志定位法不需要外加定位装置,但要求两幅图像要有相似的结构或共同的体位特征,否则难以匹配。数字化标准图谱方法假定不同个体之间正常脑结构相似,生理上的解剖改变和结构异常会造成匹配错误。采用人体固有标志的定位图像融合一般都由计算机程序自动完成,包括图像定位和转换。

### 3 不同成像设备之间的图像交换

图像融合涉及的另一技术是不同成像设备之间的图像交换,包括图像数据传送和图像格式转换。在图像数据传送方面,计算机局域网、图像文档通讯系统(PACS)等已有效地用于 SPECT/PET与 CT/MRI之间的图像数据传送,其中快速以太网的速度达到 100MB,几乎感觉不到图像传送引起的延迟。速度高达 1 000MB的网络也正在开发试用中。图像格式是指图像存取、显示的格式约定,图像数据与其格式信息构成一个图像文件。医学图像格式趋于采用 DICOM 3.0 标

准, INTERFILE等已渐少用。来自不同成像设备的图像必须采用同一格式,否则无法进行融合处理

现已有许多商品化的图像融合软件,大部分 SPECT和 PET生产厂家也开始向用户提供配套的图像融合选件,尽管其功能和操作尚未完善。用户在购买这类选件时,必须清楚了解它们所采用的图像格式,并保证要与之进行图像融合的设备 CT或 MRI支持同样的图像格式。有时即使采用相同的图像格式,来自不同厂家设备的图像也会出现兼容问题。

核医学图像融合主要用于脑成像的临床诊断和研究,也有用于其它器官的报道,例如心脏(Slomka PJ等,1995年),骨骼(Liehn JC等,1992年)以及腹部和胸部(Kramer EL等,1991年)等。

图像融合技术在核医学影像临床应用和研究中起到重要作用,随着计算机技术的发展和图像匹配技术的改进,图像融合将更加快速、简便、准确和可靠。

### 参 考 文 献

- 1 Weber DA et al. Semin Nucl Med, 1994; 24(4): 311
  - 2 Correia JA. J Nucl Med, 1990; 31(7): 1227
  - 3 Nelson SJ et al. JCAT, 1997; 21(2): 183
  - 4 Pietrzyk U et al. J Nucl Med, 1994; 35(12): 2011
  - 5 Shukla SS et al. JCAT, 1992; 16(6): 966
  - 6 Malison RT et al. JCAT, 1993; 17(6): 952
  - 7 Mountz JM et al. Semin Nucl Med, 1994; 24(4): 256
  - 8 Stokking R et al. J Nucl Med, 1997; 38(4): 624
  - 9 Woods RP et al. JCAT, 1993; 17(4): 536
  - 10 Eberl S et al. J Nucl Med, 1996; 37(1): 137
- (收稿日期: 1997-10-24)

## 心肌灌注 SPECT靶心图定量分析方法的现状和发展

赵书俊\* 刘力\* 单保慈\* 姚稚明\*\* 综述 刘秀杰\*\* 审校

**摘 要:** 综述了 SPECT心肌灌注靶心图定量分析方法的现状和发展趋势,重点介绍了“半球加圆柱”模型的靶心图制作方法和常用的靶心图定量分析方法,如变黑靶心图、可逆靶心图、清除率靶心图、体积加权靶心图等,以期对心肌缺损的位置、大小、类型和程度进行直观显示和定量描述。

**关键词:** SPECT 心肌灌注 靶心图 定量分析

心肌灌注 SPECT用于心血管疾病的临床诊断时,通过直接观察断层图像的定性分析方法仍然是目前图像解释的主要手段。但是,用肉眼阅片,需分析短轴、水平长轴及垂直长轴三个方向的数十张断层图像,并且要逐个比较运动与延迟图像,这需要时间和经验,同时也难以排除不同观察者之间判断标准和经验的不同所造成的诊断差异。用计算机对心肌断层影像进行定量分析,以增加诊

断的客观性和标准化,与传统的定性分析方法相比,在诊断冠心病的灵敏度和特异性上都有一定程度的提高并可直观地显示病变心肌的位置、范围,与有经验的医生的定性分析结果亦较好地相关<sup>[1~4]</sup>。此外,由于靶心图是一种相对定量方法,可部分地消除散射吸收的影响<sup>[5]</sup>。本文综述了国外关于 SPECT心肌灌注靶心图定量分析方法的发展和趋势,

\* 中国科学院高能物理研究所(北京,100039)

\*\* 中国医学科学院阜外医院核医学科(北京,100037)