



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109242866 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811324415.9

(22)申请日 2018.11.08

(71)申请人 中国科学院生物物理研究所  
地址 100101 北京市海淀区大屯路15号

(72)发明人 宗芳荣

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐宁 刘美丽

(51)Int.Cl.

G06T 7/11(2017.01)

G06T 7/136(2017.01)

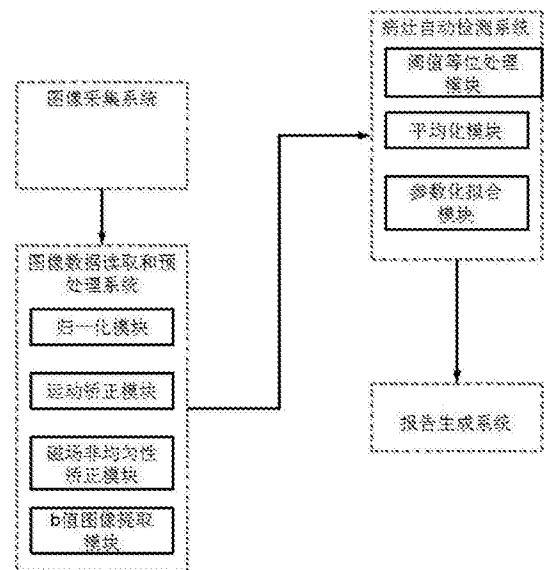
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,设置包括有阈值等位处理模块、平均化模块和参数化拟合模块的病灶自动检测系统;阈值等位处理模块采用阈值等位算法对选取的b值图像进行分级处理,得到等位阈值,其中,b为扩散敏感梯度参数;平均化模块用于对等位阈值下选择出的像素信号强度进行算术平均处理,得到该区域像素的平均信号强度;参数化拟合模块对等位阈值下平均信号强度进行非线性拟合计算,得到用于表征乳腺组织单元中水分子扩散特性的视扩散系数ADC和视扩散峰态AK。本发明能够将肿瘤区域进行分割,定量计算出扩散相关参数,无创伤地判别乳腺肿瘤良恶属性。



1. 一种基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,设置包括有阈值等位处理模块、平均化模块和参数化拟合模块的病灶自动检测系统;

所述阈值等位处理模块采用阈值等位算法对选取的b值图像进行分级处理,得到等位阈值,其中,b为扩散敏感梯度参数,选取的b值图像为 $b > 1000 \text{s/mm}^2$ ;

所述平均化模块用于对等位阈值下选择出的像素信号强度进行算术平均处理,得到该区域像素的平均信号强度;

所述参数化拟合模块对等位阈值下平均信号强度进行非线性拟合计算,得到用于表征乳腺组织单元中水分子扩散特性的视扩散系数ADC和视扩散峰态AK。

2. 根据权利要求1所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,所述阈值等位处理模块的具体过程为:

(1) 将b值图像中信号强度最大的像素,定义为病灶中心区,将b值图像内的每一个像素对应的信号强度与病灶中心区的信号强度进行对比,大于中心区信号强度的阈值即此像素被选择,否则舍弃,通过设定一系列的阈值,对扩散磁共振图像的信号强度进行分级处理:

$$S_i \geq \epsilon \cdot S_{\max}, \text{ 其中 } 0 \leq \epsilon \leq 1;$$

式中, $S_i$ 为第i个像素的信号强度, $\epsilon$ 为阈值大小, $S_{\max}$ 为图像中最大信号强度;

(2) 对每级信号进行算术平均处理,得到该区域的平均信号强度 $S_{\text{av}}$ :

$$S_{\text{av}}(\epsilon) = \frac{1}{n} \sum_i S_i,$$

式中,n为在每级信号包括的像素的个数;

(3) 对每个阈值下的 $S_{\text{av}}$ 进行参数化拟合,得到每个阈值对应的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),比较相邻阈值获取的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),当相应差值几乎为0时,此阈值为等位阈值。

3. 根据权利要求1或2所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括图像采集系统,所述图像采集系统用于通过乳腺扩散磁共振数据采集脉冲序列对乳腺肿瘤进行图像采集,具体过程为:

1) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ ;

2) 与步骤1)同步,在层位编码梯度通道中施加高度为 $g_s$ 的梯度脉冲,该脉冲用于选择被测样品某一特定观测层位;

3) 等待 $TE/2$ 时间后,在射频脉冲通道,向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ,用以减小射频场非均匀性的影响,其中,TE为回波时间;

4) 等待 $TE/2$ 时间后形成回波,在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ 至纵向;

5) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $\alpha^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $\alpha^\circ$ ,其中, $0 < \alpha < 90$ ;

6) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤8)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

7) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ;

8) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤6)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

9) 在相位编码梯度通道中施加正反交替的高度为 $g_b$ 的梯度脉冲,在频率编码梯度通道中施加正反交替的高度为 $g_f$ 的梯度脉冲,对被测样品进行回波平面成像;

10) 重复步骤(5)到(9),采集多个扩散编辑梯度下回波信号的衰减;

11) 重复步骤1)~步骤10),并将步骤6)和步骤8)中的脉冲梯度设置为零,用以校正纵向弛豫时间的影响,完成扩散磁共振图像数据采集。

4. 根据权利要求3所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括图像读取和预处理系统,所述图像读取和预处理系统包括归一化模块、运动矫正模块、磁场非均匀性矫正模块和b值图像提取模块;

所述归一化模块用于对不同厂家的扩散磁共振图像数据格式进行归一化;

所述运动矫正模块用于对归一化后的扩散磁共振图像进行呼吸运动矫正;

所述磁场非均匀性矫正模块用于对运动矫正后的图像进行磁场非均匀性矫正;

所述b值图像提取模块用于采用搜索头文件的形式,找到符合要求的b值扩散磁共振图像,将其从图像序列中提取出来。

5. 根据权利要求4所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,所述运动矫正模块采用正则化罚函数方法对归一化后的扩散磁共振图像进行呼吸运动矫正。

6. 根据权利要求4或5所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,所述磁场非均匀性矫正模块采用约束和最小二乘罚函数方法对运动矫正后的图像进行磁场非均匀性矫正。

7. 根据权利要求3所述的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括报告生成系统,生成的检测报告内容包括:

病人的信息:包括病号,检查日期和操作员姓名;

图像采集系统自动输出的采集参数信息:包括工作频率,检测核素,实验重复时间TR,回波时间TE,视野场,数据矩阵大小,带宽,层厚,层间距及所设置的b值信息;

输出结果:左侧为图像区,从上到下,为最高b值的扩散磁共振图像,不同阈值下所选择的体素个数,ADC和AK的值,右侧为数据区,包括系统自动选取的等位阈值,ADC,AK,肿瘤体积和癌变概率。

## 基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统

### 技术领域

[0001] 本发明是关于一种基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,涉及医学图像采集和辅助检测技术领域。

### 背景技术

[0002] 乳腺癌在女性群体中已发展成为一种致病率和致死率很高的疾病。作为最常用的诊断乳腺癌的手段,X光线检测在一些相对高密度组织和器官中的诊断效果相对较差。而磁共振成像技术(MRI)由于其软组织对比度大,对乳腺组织有较好的分辨能力,并且无电离辐射,逐渐应用到乳腺肿瘤的检测和诊断中。MRI检测乳腺肿瘤通常是注入一定量造影剂,结合注入前后时域信号幅度值的差异和分布,确定恶性肿瘤的位置。近年来,对比增强MRI技术在乳腺肿瘤的实际应用中被发现存在一些问题,比如特异性低、诊断时间长、费用高等,大大限制了MRI在乳腺病变中的诊断。

[0003] 扩散成像是一种无需注入造影剂的MRI新技术,通过测量不同扩散敏感梯度(通常用b值表示)下磁共振信号的强弱,来表征组织中水分子的运动能力,从而可得到视扩散系数(ADC)、扩散各向异性(FA)和视扩散峰态(K)等值。这些参数均可用来描述乳腺组织单元中水分子的扩散特性。由于恶性乳腺肿瘤通常是由一些致密的细胞堆积而成,水分子在这些肿瘤中的扩散运动是受到了限制,因此相比较于正常组织和良性肿瘤,恶性肿瘤所测的ADC和FA值较小,而K值较大。

[0004] 前期的扩散磁共振成像在乳腺肿瘤中应用研究发现,乳腺组织的结构组成非均质性较大,组织内部包含了脂肪、纤维、腺和小叶等结构。因此,对于乳腺内不同的目标区间,研究表明,其ADC值各不相同。即使是对于一个均匀的目标区域,采用不同的计算方法得到的ADC值也各不相同。因此选择正确的诊断区域和合理的计算方法对有效准确的识别和剥离肿瘤至关重要。但是不同于脑组织,乳腺肿瘤的边界很难区分,异质性更为明显,因此基于扩散加权成像技术的乳腺癌诊断结果可重复性低,其相关图像处理还有待进一步完善。

### 发明内容

[0005] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种能够将肿瘤区域进行分割,定量计算出扩散相关参数,无创伤地判别乳腺肿瘤良恶属性的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统。

[0006] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,其特征在于,设置包括有阈值等位处理模块、平均化模块和参数化拟合模块的病灶自动检测系统;

[0007] 所述阈值等位处理模块采用阈值等位算法对选取的b值图像进行分级处理,得到等位阈值,其中,b为扩散敏感梯度参数,选取的b值图像为 $b \geq 1000s/mm^2$ ;

[0008] 所述平均化模块用于对等位阈值下选择出的像素信号强度进行算术平均处理,得到该区域像素的平均信号强度;

[0009] 所述参数化拟合模块对等位阈值下平均信号强度进行非线性拟合计算,得到用于表征乳腺组织单元中水分子扩散特性的视扩散系数ADC和视扩散峰态AK。

[0010] 本实施例中,优选地,所述阈值等位处理模块的具体过程为:

[0011] (1) 将b值图像中信号强度最大的像素,定义为病灶中心区,将b值图像内的每一个像素对应的信号强度与病灶中心区的信号强度进行对比,大于中心区信号强度的阈值即此像素被选择,否则舍弃,通过设定一系列的阈值,对扩散磁共振图像的信号强度进行分级处理:

[0012]  $S_i \geq \epsilon \cdot S_{\max}$ ,其中 $0 \leq \epsilon \leq 1$ ;

[0013] 式中, $S_i$ 为第i个像素的信号强度, $\epsilon$ 为阈值大小, $S_{\max}$ 为图像中最大信号强度;

[0014] (2) 对每级信号进行算术平均处理,得到该区域的平均信号强度:

[0015] 
$$S_{\text{av}}(\epsilon) = \frac{1}{n} \sum_i S_i,$$

[0016] 式中,n为在每级信号包括的像素的个数;

[0017] (3) 对每个阈值下的 $S_{\text{av}}$ 进行参数化拟合,得到每个阈值对应的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),比较相邻阈值获取的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),当相应差值几乎为0时,此阈值为等位阈值。

[0018] 本实施例中,优选地,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括图像采集系统,所述图像采集系统用于通过乳腺扩散磁共振数据采集脉冲序列对乳腺肿瘤进行图像采集,具体过程为:

[0019] 1) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ ;

[0020] 2) 与步骤1)同步,在层位编码梯度通道中施加高度为 $g_s$ 的梯度脉冲,该脉冲用于选择被测样品某一特定观测层位;

[0021] 3) 等待 $TE/2$ 时间后,在射频脉冲通道,向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ,用以减小射频场非均匀性的影响,其中,TE为回波时间;

[0022] 4) 等待 $TE/2$ 时间后形成回波,在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ 至纵向;

[0023] 5) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $\alpha^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $\alpha^\circ$ ,其中, $0 < \alpha < 90$ ;

[0024] 6) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤8)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

[0025] 7) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ;

[0026] 8) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤6)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

[0027] 9) 在相位编码梯度通道中施加正反交替的高度为 $g_p$ 的梯度脉冲,在频率编码梯度通道中施加正反交替的高度为 $g_f$ 的梯度脉冲,对被测样品进行回波平面成像;

[0028] 10) 重复步骤(5)到(9),采集多个扩散编辑梯度下回波信号的衰减;

[0029] 11) 重复步骤1)~步骤10),并将步骤6)和步骤8)中的脉冲梯度设置为零,用以校

正纵向弛豫时间的影响,完成扩散磁共振图像数据采集。

[0030] 本实施例中,优选地,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括图像读取和预处理系统,所述图像读取和预处理系统包括归一化模块、运动矫正模块、磁场非均匀性矫正模块和b值图像提取模块;

[0031] 所述归一化模块用于对不同厂家的扩散磁共振图像数据格式进行归一化;

[0032] 所述运动矫正模块用于对归一化后的扩散磁共振图像进行呼吸运动矫正;

[0033] 所述磁场非均匀性矫正模块用于对运动矫正后的图像进行磁场非均匀性矫正;

[0034] 所述b值图像提取模块用于采用搜索头文件的形式,找到符合要求的b值扩散磁共振图像,将其从图像序列中提取出来。

[0035] 本实施例中,优选地,所述运动矫正模块采用正则化罚函数方法对归一化后的扩散磁共振图像进行呼吸运动矫正。

[0036] 本实施例中,优选地,所述磁场非均匀性矫正模块采用约束和最小二乘罚函数方法对运动矫正后的图像进行磁场非均匀性矫正。

[0037] 本实施例中,优选地,该乳腺肿瘤自动辅助检测系统还包括报告生成系统,生成的检测报告内容包括:

[0038] 病人的信息:包括病号,检查日期和操作员姓名;

[0039] 图像采集系统自动输出的采集参数信息:包括工作频率,检测核素,实验重复时间TR,回波时间TE,视野场,数据矩阵大小,带宽,层厚,层间距及所设置的b值信息;

[0040] 输出结果:左侧为图像区,从上到下,为最高b值的扩散磁共振图像,不同阈值下所选择的体素个数,ADC和AK的值,右侧为数据区,包括系统自动选取的等位阈值,ADC,AK,肿瘤体积和癌变概率。

[0041] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:本发明设置包括有阈值等位处理模块、平均化模块和参数化拟合模块的病灶自动检测系统,其中,阈值等位处理模块采用阈值等位算法对选取的b值图像进行分级处理,得到等位阈值;平均化模块用于对等位阈值下选择出的像素信号强度进行算术平均处理,得到该区域的平均信号强度;参数化拟合模块对等位阈值下平均信号强度进行非线性拟合计算,得到用于表征乳腺组织单元中水分子扩散特性的视扩散系数ADC和视扩散峰态AK,因此本发明能够将肿瘤区域进行分割,定量计算出扩散相关参数,无创伤地判别乳腺肿瘤良恶属性,在乳腺临床应用上逐渐体现出极大的优势,进一步提高了对乳腺病变的诊断能力。

## 附图说明

[0042] 图1为本发明实施例的乳腺肿瘤自动辅助检测系统的结构示意图;

[0043] 图2为本发明实施的乳腺扩散磁共振数据采集方式;

[0044] 图3为本发明实施例的乳腺扩散磁共振数据处理原理图;

[0045] 图4为本发明实施例的《乳腺癌自动检测结果报告》样本示例。

## 具体实施方式

[0046] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是

本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0047] 本发明公开的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统以核磁共振理论和图像处理为基础,因此,下面对核磁共振的基本原理和图像处理进行介绍。

[0048] 静磁场 $B_0$ :静磁场由磁体提供,决定核磁共振信号的信噪比。被测样品置于静磁场中,自旋系统内发生能级分裂,沿着静磁场方向会产生一个宏观磁化矢量 $M_0$ 。 $M_0$ 由静磁场强度 $B_0$ 以及温度等参数决定。医学成像常用超导体提供静磁场,需要使用液氦和液氮保持磁体温度恒定。

[0049] 射频脉冲:射频脉冲为电磁信号,通常由线圈产生。射频脉冲产生的磁场为射频磁场。射频磁场的方向与静磁场方向垂直,实现对在静磁场中形成的磁化矢量的扳转操作,扳转角度为: $\theta = \gamma B_1 t_p$ 。其中, $B_1$ 为射频磁场强度, $t_p$ 为射频脉冲的持续时间。因此可通过控制射频脉冲的幅值或持续时间达到改变扳转角的目的。核磁共振脉冲序列由不同数量和频率属性的射频脉冲按照设定时序组成。通过调整脉冲间时间间隔,脉冲角度及脉冲的频率选择性,实现对自旋系统的弛豫、扩散等测量,成像脉冲一般为软脉冲。

[0050] 磁共振成像梯度:通过施加某一方向上的梯度可以使得该方向上的质子的频率与所处的位置相关,从而记录质子的位置以成像。成像梯度分x,y和z轴三个方向,分别为层位编码梯度、相位编码梯度和频率编码梯度。

[0051] 扩散敏感梯度:磁场梯度可以记录一定时间内分子沿着梯度方向平均扩散位移,从而计算出分子的自扩散系数。此方法作为一种有效的自扩散系数测量,应用于流体种类识别及样品标定等领域。脉冲磁场梯度由梯度线圈产生,扩散梯度的持续时间和幅值可以确定b值: $b = \gamma g_d \delta (\Delta - \delta/3)$ ,b为扩散敏感梯度参数,单位为 $s/mm^2$ , $\gamma$ 为质子旋磁比, $g_d$ 为梯度脉冲高度, $\Delta$ 为脉冲梯度对间隔时间, $\delta$ 为脉冲梯度持续时间。

[0052] 视扩散系数:反映分子的扩散快慢程度。由于分子的扩散过程为随机运动,在一定时间之后的扩散传播函数或扩散概率密度符合高斯分布。当分子在梯度磁场中扩散,其一定时间内信号的改变与分子的平均扩散位移有关,可通过这一规律计算得到分子的视扩散系数。通常采用脉冲磁场梯度或静磁场梯度实现扩散系数的测量。以自旋回波脉冲序列为例,利用积分计算梯度在特定时间内对磁化矢量相位的影响。

[0053] 磁共振信号随脉冲参数的变化规律为:

$$[0054] \quad S(b) = S(0) \exp[-b \cdot ADC], \quad (1)$$

[0055] 式中, $S(b)$ 为b值不为零时的信号强度,以及 $S(0)$ 为 $b=0$ 时的信号强度;

[0056] 因此,通过测量磁共振信号在扩散敏感梯度存在下的衰减率,可以得出流体分子的扩散特征,视扩散系数ADC为:

$$[0057] \quad ADC = \frac{\ln \left[ \frac{S(b_1)}{S(b_2)} \right]}{[b_1 - b_2]}. \quad (2)$$

[0058] 式中, $S(b_1)$ 和 $S(b_2)$ 是两个不同b值即 $b_1$ 和 $b_2$ 下的信号强度。由上述公式可知,b值越高,信号的衰减越大,因此对于拥有不同扩散系数的乳腺组织所得到的对比度越大。

[0059] 视扩散峰度:描述分子扩散偏离高斯分布程度的物理量。常用的分子扩散模型是正态分布,其分布宽度与扩散系数成比例。然而,乳腺等人体的组织大多具有复杂结构,导致水分子的扩散模型实际上偏离了正态分布,其偏离的程度由是扩散分布表示。组织结构

越复杂,非均质性越高,其视扩散峰度越大。由于扩散峰度是求取一般需要利用高b值信号拟合:

$$[0060] \quad S(b) = S(0) \exp\left(-b \cdot D_K + \frac{b^2 \cdot D_K^2 \cdot AK}{6}\right), \quad (3)$$

[0061] 其中, $D_K$ 为高斯分布的宽度,即高斯扩散系数,因此,通过测量磁共振信号在高b值下的衰减率,可以量化流体分子所处环境的结构复杂程度。

[0062] 如图1所示,本发明提供的基于扩散磁共振图像的乳腺肿瘤自动辅助检测系统,包括图像采集系统、图像读取和预处理系统、病灶自动检测系统以及报告生成系统,其中:

[0063] 图像采集系统用于通过乳腺扩散磁共振数据采集脉冲序列对乳腺肿瘤扫描,得到扩散磁共振图像;

[0064] 图像读取和预处理系统用于对读取的扩散磁共振图像进行矫正,提取高b值( $b \geq 1000 \text{s/mm}^2$ )图像,以对肿瘤的扩散特性进行量化,保证较高的敏感性和特异性;

[0065] 病灶自动检测系统采用阈值等位算法确定乳腺肿瘤区域,并得到视扩散系数ADC和视扩散峰态AK;

[0066] 报告生成系统用于自动生成可编辑的Microsoft word文档格式的检测报告,其中,检测报告包括可疑病灶为良性和恶性肿瘤的概率(0代表良性,1代表恶性)、肿瘤区域的视扩散系数、视扩散峰态和肿瘤体积等参数。

[0067] 本实施例中,优选地,如图2所示,图像采集系统用于通过乳腺扩散磁共振数据采集脉冲序列对乳腺肿瘤进行图像采集,本实施例选用梯度回波(GE)采集,通过7次分割回波平面成像序列(EPI)得到图像数据,并采用光谱衰减反转恢复(SPAIR)脂肪饱和技术对乳腺中脂肪信号进行抑制,具体过程为:

[0068] 1) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ ,射频脉冲一般分为硬脉冲和软脉冲;其中,软脉冲指持续时间较长,功率较低的脉冲,是选择性RF脉冲;

[0069] 2) 与步骤1)同步,在层位编码梯度通道中施加高度为 $g_s$ 的梯度脉冲,该脉冲用于选择被测样品某一特定观测层位;

[0070] 3) 等待 $TE/2$ 时间后,在射频脉冲通道向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ,用以减小射频场非均匀性的影响;

[0071] 4) 等待 $TE/2$ 时间后形成回波,此时在射频脉冲通道,向被测样品施加 $90^\circ$ 射频软脉冲将宏观磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $90^\circ$ 至纵向;

[0072] 5) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $\alpha^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $\alpha^\circ$ ( $0 < \alpha < 90$ );

[0073] 6) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤8)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

[0074] 7) 在射频脉冲通道,向被测样品施加 $180^\circ$ 射频软脉冲将纵向磁化强度矢量 $M_0$ 扳转 $180^\circ$ ;

[0075] 8) 在扩散敏感梯度通道中施加高度为 $g_a$ 的梯度脉冲,该脉冲与步骤6)中的梯度脉冲形成脉冲对,用于编辑被测样品的扩散系数;

[0076] 9) 在相位编码梯度通道中施加正反交替的高度为 $g_p$ 的梯度脉冲,在频率编码梯度



通道中施加正反交替的高度为 $g_f$ 的梯度脉冲,对被测样品进行回波平面成像(EPI);

[0077] 10) 重复步骤5)到9),采集多个扩散编辑梯度(多个b值)下回波信号的衰减。

[0078] 11) 重复步骤1)~步骤10),并s将步骤6)和步骤8)中的脉冲梯度设置为零,用以校正纵向弛豫时间的影响,完成扩散磁共振图像采集。

[0079] 如图2所示,本实施例在磁场强度为1.5T的扫描仪下,最优参数为:实验重复时间 $TR=11.7s$ ,回波时间 $TE=80ms$ ,视野场 $FOV=480mm \times 240mm$ ,采集数据矩阵大小为 $192 \times 96$ ,脉冲带宽为 $870Hz/像素$ ,层厚与层间厚均为 $3mm$ , $\alpha$ 为30。选择最大扩散敏感梯度值,通过改变施加扩散梯度的时间,采集至少4个不同b值下的信号。其中,最优的b值有:0、100、750和 $1500s/mm^2$ 。

[0080] 本实施例中,优选地,图像读取和预处理系统包括归一化模块、运动矫正模块、磁场非均匀性矫正模块和b值图像提取模块;

[0081] 其中,归一化模块用于对不同厂家的扩散磁共振图像数据格式进行归一化,从图像的头文件中寻找到扫描仪厂家及数据存储信息,以特定的格式读入数据文件,本实施例中,优选地,为MAT格式,用于MATLAB软件;

[0082] 运动矫正模块对扩散磁共振图像进行呼吸运动矫正,在乳腺MRI图像分析中,运动校正是一个重要问题,因为即使是轻微的呼吸也可能诱发显著的运动伪影,特别是在乳腺组织边界附近。本实例中,最优的运动校正采用现有的正则化罚函数方法,以采集的最中间的体素作为参考体素,经运动矫正后减少了图像的伪影,此过程为现有技术,在此不再赘述。

[0083] 磁场非均匀性矫正模块用于对运动矫正后的图像进行磁场非均匀性矫正。空间磁场的非均匀性会对EPI序列采集的图像发生较大变形。本实施例中,优选地采用现有的约束和最小二乘罚函数方法,将扩散图像配准到结构图像中,以次来消除磁场非均匀性的影响,此过程为现有技术,在此不再赘述。

[0084] b值图像提取模块采用搜索头文件的形式,找到对应的最高b值的扩散磁共振图像,将其从图像序列中提取出来,储存至新的数据矩阵。

[0085] 本实施例中,优选地,如图1、图3所示,病灶自动检测系统包括阈值等位处理模块、平均化模块、参数化拟合模块,其中:

[0086] 阈值等位处理模块采用阈值等位算法对最高b值图像畸形处理,得到等位阈值,具体过程是:

[0087] 1) 将b值图像中信号强度最大的像素,定义为病灶中心区,将b值图像内的每一个像素对应的信号强度与病灶中心区的信号强度进行对比,大于中心区信号强度的阈值即此像素被选择,否则舍弃,通过设定一系列的阈值,对扩散磁共振图像的信号强度进行分级处理:

[0088]  $S_i \geq \epsilon \cdot S_{max}$ ,其中 $0 \leq \epsilon \leq 1$ ;

[0089] 式中, $S_i$ 为第i个像素的信号强度, $\epsilon$ 为阈值大小, $S_{max}$ 为图像中最大信号强度;

[0090] 2) 对每级信号进行算术平均处理,得到该区域的平均信号强度 $S_{av}$ :

[0091]  $S_{av}(\epsilon) = \frac{1}{n} \sum_i S_i$ ,

[0092] 式中,n为在每级信号包括的像素的个数;

[0093] 3) 对每个阈值下的 $S_{av}$ 进行参数化拟合,得到每个阈值对应的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),比较相邻阈值获取的平均视扩散系数ADC( $\epsilon$ )和平均视扩散峰态AK( $\epsilon$ ),当相应差值几乎为0时,此阈值为等位阈值 $\epsilon_{opt}$ ,其中,参数化拟合公式为:

$$[0094] \quad S_{av}(b, \epsilon) = S_{av}(0, \epsilon) \exp[-b \cdot ADC(\epsilon)],$$

$$[0095] \quad S_{av}(b, \epsilon) = S_{av}(0, \epsilon) \exp\left(-b \cdot D_K + \frac{b^2 \cdot D_K^2 \cdot AK(\epsilon)}{6}\right)。$$

[0096] 式中, $S_{av}(0, \epsilon)$ 为在阈值 $\epsilon$ 下 $b$ 为0的信号强度, $S_{av}(b, \epsilon)$ 为在阈值 $\epsilon$ 下 $b>0$ 的所有像素的平均信号强度。

[0097] 平均化模块对等位阈值下选择出的像素的信号强度进行算术平均处理,得到该区域的平均信号强度:

$$[0098] \quad S_{\epsilon opt} = \frac{1}{N} \sum_i S_i,$$

[0099] 式中, $N$ 为在等位阈值下所选择的像素的个数。

[0100] 参数拟合化模块对等位阈值下平均信号强度进行如公式(1)和(3)的非线性拟合计算,得到用于表征乳腺组织单元中水分子扩散特性的视扩散系数ADC( $\epsilon_{opt}$ )和视扩散峰态AK( $\epsilon_{opt}$ )。

[0101] 如图3所示,将得到的ADC( $\epsilon_{opt}$ )和AK( $\epsilon_{opt}$ )值输入已有的数据库,进行试者工作特征曲线统计学分析,其值所在的区间对应的特异度即定义为癌变概率 $P$ ,另外,前期研究表明,ADC和AK在乳腺良恶性病变诊断具有统计学意义,正常组、良性组、恶性组的ADC值均有所下降,而AK值有所升高。ADC和AK是乳腺组织中水分子扩散运动的直观定量表示,乳腺恶性病变细胞繁殖速度快,单位体积内其细胞密度高,细胞外容积减小,同时由于一些大分子对水分子的吸附作用增强,阻止了恶性肿瘤内水分子的有效运动,水分子的扩散程度较低,从而造成ADC减小,在乳腺临床应用上逐渐体现出极大的优势,进一步提高了对乳腺病变的诊断能力。

[0102] 本实施例中,优先地,如图4所示,报告生成系统生成的检测报告《乳腺癌自动检测结果报告》的具体内容为:

[0103] 第一栏为被检病人的信息,包括病号,检查日期和操作员姓名;

[0104] 第二栏为图像采集系统自动输出的采集参数信息,包括工作频率,检测核素,实验重复时间TR,回波时间TE,视野场,数据矩阵大小,带宽,层厚,层间距及所设置的 $b$ 值信息;

[0105] 第三栏为输出结果:左侧为图像区,从上到下,为最高 $b$ 值的扩散磁共振图像(框线内部为系统自动检测的病灶区),不同阈值下所选择的体素个数,ADC和AK的值;右侧为数据区,包括,系统自动选取的最优阈值,ADC,AK,肿瘤体积和癌变概率。

[0106] 根据上述说明书的揭示和教导,本发明所属领域的技术人员还可以对上述实施方式适当的变更和修改。因此,本发明并不局限于上面揭示和描述的具体实施方式,对本发明的一些修改和变更也应当落入本发明的权利要求的保护范围内。此外,尽管本说明书中使用了一些特定的术语,但这些术语只是为了方便说明,并不对本发明构成任何限制。

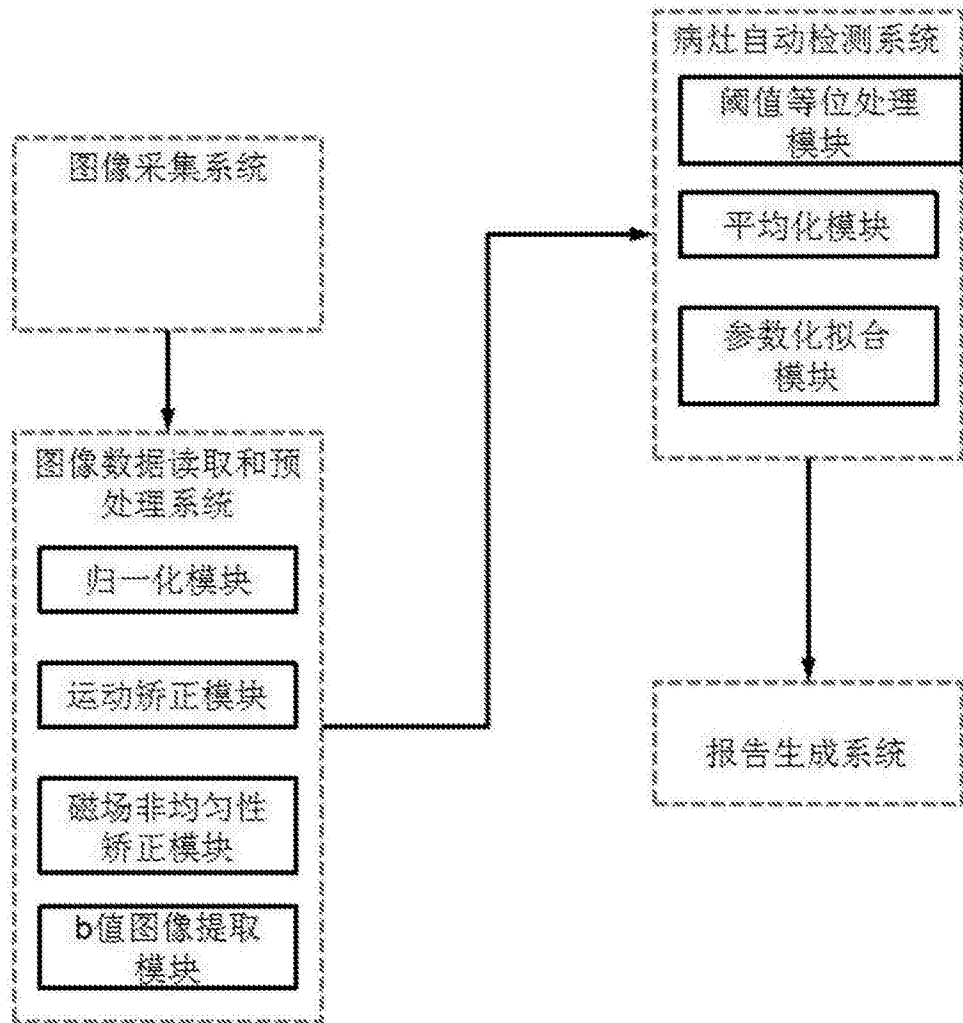


图1

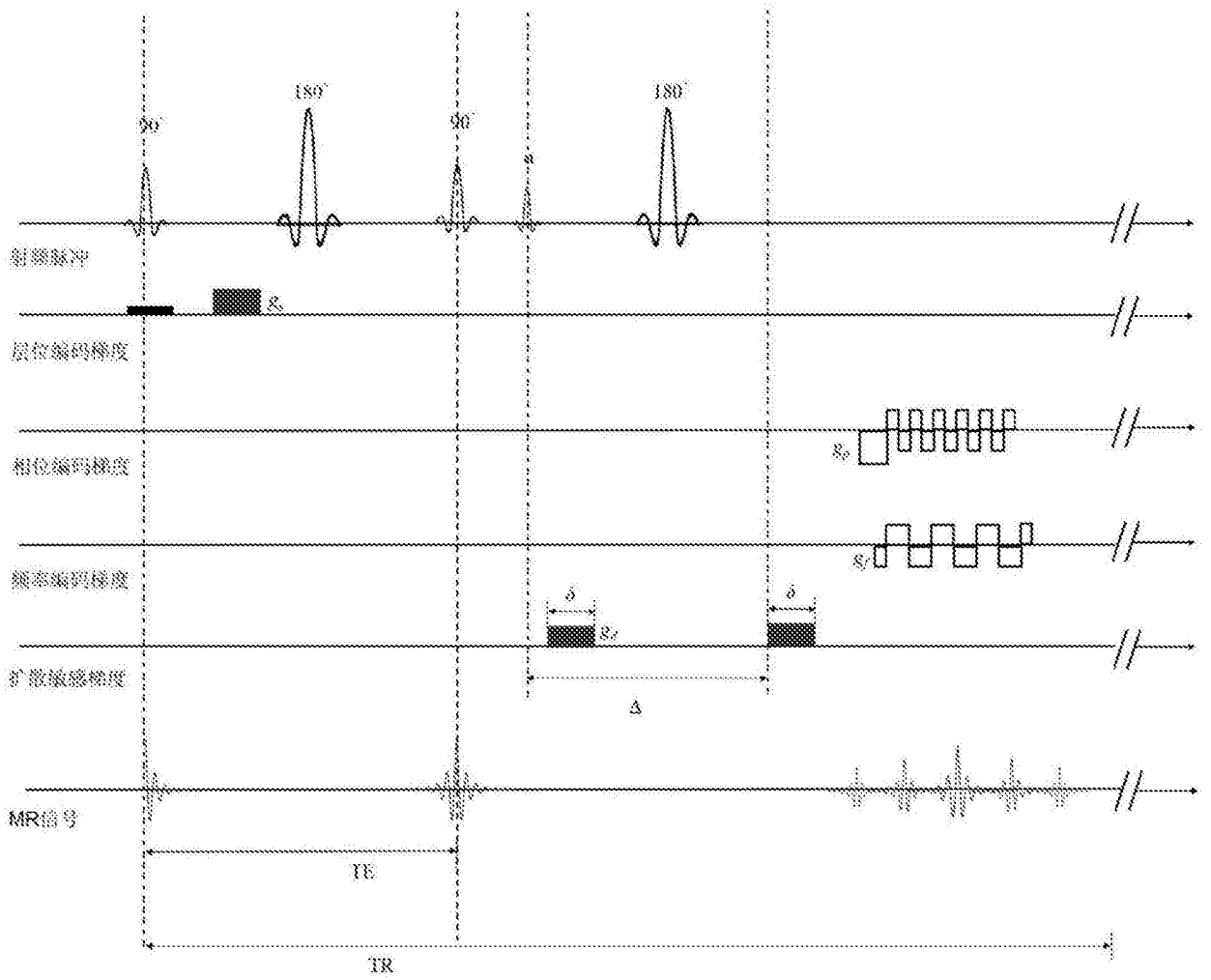


图2

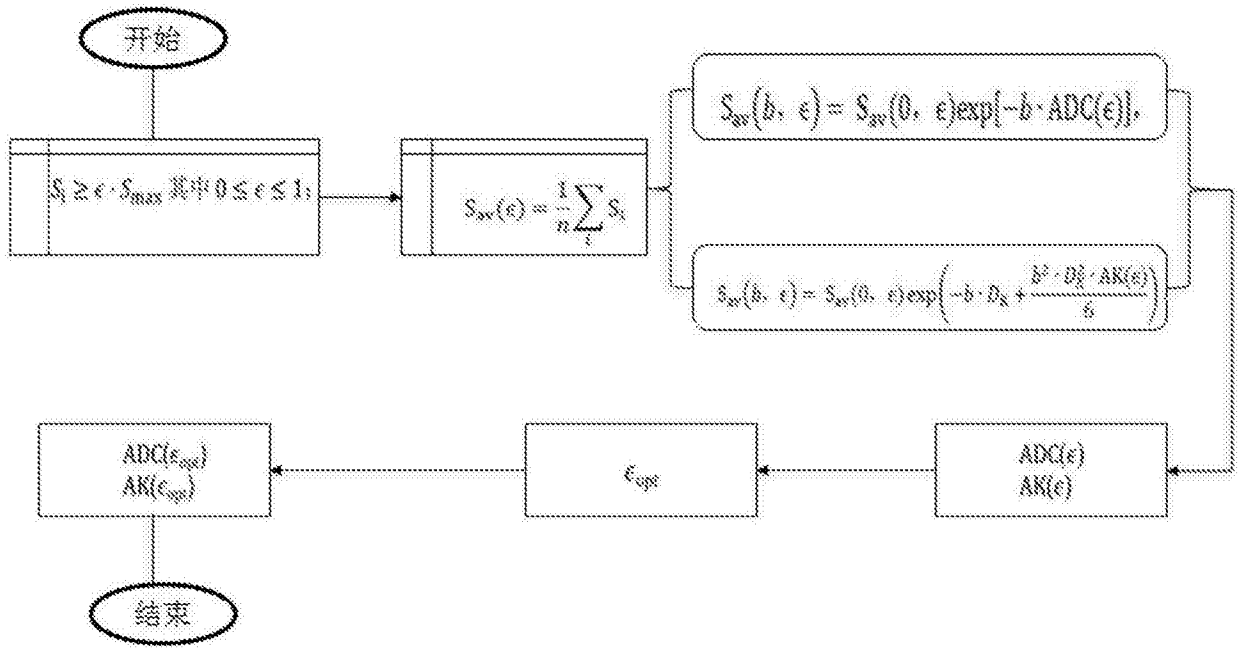


图3

## 乳腺肿瘤自动检测结果报告

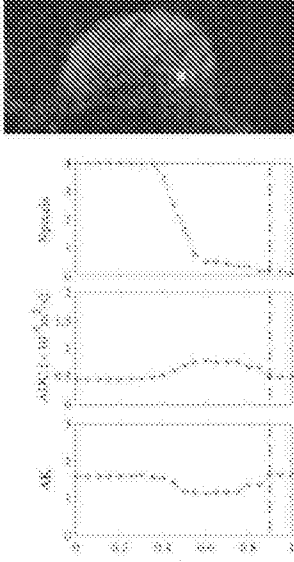
病号 #:	检查日期:	操作员:
<p>检查参数:</p> <p>工作频率 Frequency=63.6819 MHz, Nucleus=1H</p> <p>发射重复时间 TR=11.7s, 回波时间 TE=80ms, 视野场 FOV=450mm×240mm, 数据矩阵大小 Size=192×96, 带宽 Band Width=870Hz/pixel, 层厚 Slice Thickness=3mm, 层间距 Slice interval=3mm,</p> <p>所述扩散敏感梯度的 b 值有: <math>b=[0, 100, 750, 1,500] s/mm^2</math></p>		
<p>检查结果:</p> 		<p>其中</p> <p>最佳阈值 <math>k_{opt} = 0.9</math></p> <p>视扩散系数 ADC = 0.4894 <math>\mu m^2/ms^2</math></p> <p>视扩散梯度 AK = 1.626</p> <p>肿瘤体积 Volume = 195 <math>mm^3</math></p> <p>癌变的概率 <math>P_{cancer} = 0.83</math></p>

图4