



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119867703 A

(43) 申请公布日 2025. 04. 25

(21) 申请号 202411948156.2

(22) 申请日 2024.12.27

(71) 申请人 中国人民解放军总医院第一医学中心

地址 100853 北京市海淀区复兴路28号

(72) 发明人 吕晋浩 姜昕 王心宇 段祺
郭啸林 边祥兵

(74) 专利代理机构 武汉宇晨专利事务所(普通合伙) 42001

专利代理师 李鹏

(51) Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G01R 33/563 (2006.01)

G06T 7/00 (2017.01)

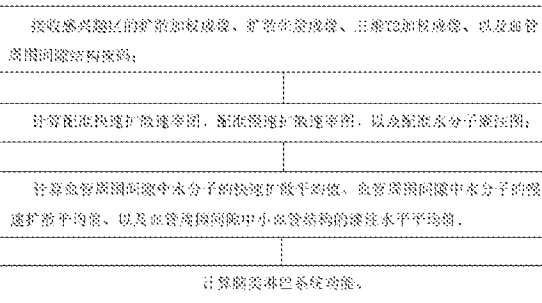
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法、设备及存储介质

(57) 摘要

本发明公开了一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法、设备以及存储介质,接收感兴趣区的扩散加权成像、扩散张量成像、三维T2加权成像、以及血管周围间隙结构掩码;计算配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图;计算血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值;计算脑类淋巴系统功能。本发明无需对比剂,降低了患者风险;扫描时间更短,提高了临床可行性;对运动伪影的敏感性较低,适用于复杂脑区的研究;且在计算复杂性上大大优化,特别适合对纤维结构的精准表征。为类淋巴系统GS功能的无创、定量评估提供了更为精确和高效的工具。



1. 一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、接收感兴趣区的扩散加权成像、扩散张量成像、三维T2加权成像、以及血管周围间隙结构掩码,

步骤2:计算快速扩散速率图、慢速扩散速率图、以及水分子灌注图并进行空间配准,获得配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图;

步骤3:基于配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图计算血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值;

步骤4:基于血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值计算脑类淋巴系统功能。

2. 根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述快速扩散速率图基于以下公式拟合获取:

$$S(b) = S_0 [f \times e^{-bD_{fast}} + (1-f) \times e^{-bD_{slow}}]$$

其中, $S(b)$ 是采用 b 值的扩散加权成像的信号强度, S_0 是未加权的扩散加权成像的信号强度, f 是灌注分数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数,各个体素对应的快速扩散系数构成快速扩散系数图。

3. 根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述慢速扩散速率图通过以下步骤获取:

b 值大于等于 $500s/mm^2$ 时,基于公式 $D_{slow} = -\ln(S(b)/S_0)/b$ 拟合获得慢扩散系数;

b 值小于 $500s/mm^2$ 时,基于公式 $S(b) = S_0 [f \times e^{-bD_{fast}} + (1-f) \times e^{-bD_{slow}}]$ 拟合获得慢扩散系数;

$S(b)$ 是采用 b 值的扩散加权成像的信号强度, S_0 是未加权的扩散加权成像的信号强度, f 是灌注分数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数,各个体素对应的慢速扩散系数构成慢速扩散系数图。

4. 根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述水分子灌注图基于以下公式获取:

$$D_{perf} = D_{fast} - D_{slow}$$

其中, D_{perf} 为水分子灌注系数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数,各个体素对应的水分子灌注系数构成水分子灌注图。

5. 根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图基于以下步骤获得:

将三维T2加权成像作为参照图,对快速扩散速率图,慢速扩散速率图,水分子灌注图进行空间配准,获得配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图。

6. 根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述感兴趣区的血管周围间隙结构掩码的区域赋值为1,其余区域赋值为0,

所述血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值基于以下步骤获取:

将血管周围间隙结构掩码分别与配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图进行逐点乘积操作,计算获得血管周围间隙中水分子的快速扩散图、血管

周围间隙中水分子的慢速扩散图、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平；

计算血管周围间隙中水分子的快速扩散图、血管周围间隙中水分子的慢速扩散图、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平的每个体素的信号强度的平均值,获得血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值,血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值和血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值。

7.根据权利要求1所述一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,其特征在于,所述脑类淋巴系统功能基于以下公式获取:

$$GS \text{ function} = a \times \text{Mean PVSfast} + b \times \text{Mean PVSslow} - c \times \text{Mean PVSperf}$$

其中,GS function为脑类淋巴系统功能,Mean PVSfast为血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值,Mean PVSslow为血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值,Mean PVSperf为血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值,a,b,c分别为权重,其中a大于b。

8.一种计算机设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现权利要求1至7中任一项所述的测量的方法的步骤。

9.一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至7中任一项所述的测量的方法的步骤。

10.一种计算机程序产品,包括计算机程序,其特征在于,该计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至7中任一项所述的测量的方法的步骤。

一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明属于核磁共振技术领域,具体涉及一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 类淋巴系统(glymphatic system,GS)是中枢神经系统维持正常功能的重要组成部分,被认为是大脑中的主要废物清除系统之一。其始于大脑的动脉周围,在此处,脑脊液沿着动脉的外壁渗入并通过动脉旁间隙,进入脑实质的深部,当脑脊液进入脑组织后,它通过与星形胶质细胞促进脑脊液与间质液的交换,清除后的废物随着脑脊液通过静脉周围间隙排出大脑。其中血管周围间隙在GS中起到了关键作用,是该系统中脑脊液与间质液交换的重要通道,负责废物的转运和清除。在GS功能研究中,影像学技术的应用至关重要。然而,现有影像学技术存在诸多局限性,使其在GS功能定量研究中表现出不足。扩散张量成像(DTI)虽然可以初步探索GS的功能,但其分辨率相对有限,难以准确表征复杂的微观结构;动态对比增强MRI(DCE-MRI)和静态对比增强MRI(CE-MRI)能够提供高分辨率的动态和静态图像,但依赖对比剂的使用,这不仅增加了患者的负担,还可能导致安全性问题;动脉自旋标记成像(ASL)无需使用对比剂,但分辨率仍不理想。此外,尽管磁敏感加权成像(SWI)和扩散光谱成像(DSI)能够在特定条件下可视化GS的功能,但对运动伪影较为敏感,且成像时间较长,使其在临床应用中受限。因此,现有技术在分辨率、成像时间、患者安全性以及运动伪影控制等方面均面临挑战。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于针对现有技术存在的上述问题,提供一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法、设备及存储介质。通过设置多个b值,可以获取组织在不同扩散敏感度下的扩散特性数据,快速扩散系数(Dfast)反映了毛细血管内的微观血液流动,而慢速扩散系数(Dslow)则揭示了纯分子扩散过程,从而实现GS功能的定量测量。结合三维T2加权成像T2WI则可以进行感兴趣区的定量分析,进一步量化体素内微循环灌注效应,提升了测量精度。

[0004] 本发明的上述目的通过以下技术手段实现:

[0005] 一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤1:接收感兴趣区的扩散加权成像、扩散张量成像、三维T2加权成像、以及血管周围间隙结构掩码,

[0007] 步骤2:计算快速扩散速率图、慢速扩散速率图、以及水分子灌注图并进行空间配准,获得配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图;

[0008] 步骤3:基于配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图计算血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值;

[0009] 步骤4:基于血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的

慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值计算脑类淋巴系统功能。

[0010] 如上所述快速扩散速率图基于以下公式拟合获取：

$$[0011] \quad S(b) = S_0 [f \times e^{-bD_{fast}} + (1-f) \times e^{-bD_{slow}}]$$

[0012] 其中, $S(b)$ 是采用 b 值的扩散加权成像的信号强度, S_0 是未加权的扩散加权成像的信号强度, f 是灌注分数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数, 各个体素对应的快速扩散系数构成快速扩散系数图。

[0013] 如上所述慢速扩散速率图通过以下步骤获取：

[0014] b 值大于等于 500 s/mm^2 时, 基于公式 $D_{slow} = -\ln(S(b)/S_0)/b$ 拟合获得慢扩散系数；

[0015] b 值小于 500 s/mm^2 时, 基于公式 $S(b) = S_0 [f \times e^{-bD_{fast}} + (1-f) \times e^{-bD_{slow}}]$ 拟合获得慢扩散系数；

[0016] $S(b)$ 是采用 b 值的扩散加权成像的信号强度, S_0 是未加权的扩散加权成像的信号强度, f 是灌注分数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数, 各个体素对应的慢速扩散系数构成慢速扩散系数图。

[0017] 如上所述水分子灌注图基于以下公式获取：

$$[0018] \quad D_{perf} = D_{fast} - D_{slow}$$

[0019] 其中, D_{perf} 为水分子灌注系数, D_{fast} 为快速扩散系数, D_{slow} 是慢扩散系数, 各个体素对应的水分子灌注系数构成水分子灌注图。

[0020] 如上所述配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图基于以下步骤获得：

[0021] 将三维 T_2 加权成像作为参照图, 对快速扩散速率图, 慢速扩散速率图, 水分子灌注图进行空间配准, 获得配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图。

[0022] 如上所述感兴趣区的血管周围间隙结构掩码的区域赋值为1, 其余区域赋值为0,

[0023] 所述血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值、血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值基于以下步骤获取：

[0024] 将血管周围间隙结构掩码分别与配准快速扩散速率图、配准慢速扩散速率图、以及配准水分子灌注图进行逐点乘积操作, 计算获得血管周围间隙中水分子的快速扩散图、血管周围间隙中水分子的慢速扩散图、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平；

[0025] 计算血管周围间隙中水分子的快速扩散图、血管周围间隙中水分子的慢速扩散图、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平的每个体素的信号强度的平均值, 获得血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值, 血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值和血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值。

[0026] 如上所述脑类淋巴系统功能基于以下公式获取：

$$[0027] \quad \text{GS function} = a \times \text{Mean PVS}_{fast} + b \times \text{Mean PVS}_{slow} - c \times \text{Mean PVS}_{perf}$$

[0028] 其中, GS function 为脑类淋巴系统功能, Mean PVS_{fast} 为血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值, Mean PVS_{slow} 为血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值, Mean PVS_{perf} 为血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值, a, b, c 分别为权重, 其中 a 大于 b 。

[0029] 一种计算机设备, 包括存储器和处理器, 所述存储器存储有计算机程序, 所述处理

器执行所述计算机程序时实现上述测量的方法的步骤。

[0030] 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述测量的方法的步骤。

[0031] 一种计算机程序产品,包括计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述测量的方法的步骤。

[0032] 本发明相比于现有技术具有以下有益效果:

[0033] 1、本发明采用的多b值的扩散张量成像DTI具有计算复杂性较低、处理稳健性高、扫描时间较短以及广泛的临床应用场景等优势,特别适合纤维结构的研究和常规临床使用。

[0034] 2、通过结合三维T2加权成像T2WI,本发明可以对感兴趣区域(ROI)进行更加精准的定量测量。

[0035] 3、多b值的扩散张量成像DTI能够量化体素内微循环灌注效应、纯水分子扩散运动及灌注相关的扩散运动;这为类淋巴系统GS的功能评估提供了新的工具。

[0036] 本发明无需对比剂,降低了患者风险;扫描时间更短,提高了临床可行性;对运动伪影的敏感性较低,适用于复杂脑区的研究;且在计算复杂性上大大优化,特别适合对纤维结构的精准表征。因此,这种新型影像技术在弥补现有技术缺陷的同时,为类淋巴系统GS功能的无创、定量评估提供了更为精确和高效的工具,为相关基础研究和临床应用开辟了新的可能性。

附图说明

[0037] 图1为本发明的流程示意图。

具体实施方式

[0038] 为了便于本领域普通技术人员理解和实施本发明,下面结合实施例对本发明作进一步的详细描述,应当理解,此处所描述的实施例仅用于说明和解释本发明,并不用于限定本发明。

[0039] 实施例1:

[0040] 一种脑类淋巴系统功能定量测量的方法,包括以下步骤:

[0041] 通过采用核磁共振(MRI)设备对人脑进行图像采集,采集的图像包括能够反映水分子扩散的扩散加权成像(DWI,共6个b值,包括0,200,400,600,800,1000),扩散张量成像(DTI,共64个方向),扩散张量成像的体素大小为等体素4mm,采集三维T2加权成像(T2WI),体素大小为等体素1mm。

[0042] 步骤1:接收感兴趣区的扩散加权成像DWI、扩散张量成像DTI、三维T2加权成像T2WI、以及血管周围间隙结构掩码,血管周围间隙结构掩码的区域赋值为1,其余区域赋值为0。

[0043] 血管周围间隙结构的获取方式可以为:将三维T2加权成像T2WI进行多方位重建,调用ITK-SNAP程序勾画血管周围间隙(PVS)结构,血管周围间隙结构表现为脑皮层下区域的线状、发散走行的条带状高信号,保存勾画结果,根据勾画结果对三维T2加权成像进行掩码(MASK)转换,被勾画的区域赋值为1,其余区域赋值为0,获得血管周围间隙结构掩码。

[0044] 步骤2:计算快速扩散速率图、慢速扩散速率图、以及水分子灌注图并进行空间配准,获得配准快速扩散速率图RDfast,配准慢速扩散速率图RDslow,以及配准水分子灌注图RDperf。

[0045] 步骤2.1:计算扩散张量成像DTI的平均扩散图(MD map),通过调用MRI设备自带的后处理工作站的程序,自动计算获得平均扩散图MD;平均扩散图MD(Mean Diffusivity map)是反映组织整体扩散特性的指标,通常是所有方向上的扩散张量成像(DTI)的平均值。它可以作为后续处理的基础数据,尤其是用来分析组织的微观结构变化,例如在研究组织是否存在损伤或病理改变时,它提供了有价值的信息。在后续步骤中,例如与快速扩散系数(Dfast)或慢扩散系数(Dslow)等的比较时,平均扩散图MD会帮助提供背景信息。

[0046] 步骤2.2:计算快速扩散速率图、慢速扩散速率图、以及水分子灌注图;

[0047] 定义:

[0048] $S(b)$ 为应用b值时的扩散加权成像的信号强度(signal intensity at a given b-value)。

[0049] S_0 为没有扩散加权(即 $b=0$)时的扩散加权成像的信号强度(signal intensity without diffusion weighting)。

[0050] b 为扩散权重因子(b-value),它与梯度强度、持续时间及间隔时间相关,单位为秒每平方毫米(s/mm^2)。

[0051] f 为灌注分数(perfusion fraction),表示血流占总信号的比例,单位为无量纲(fraction)。计算公式一般通过多b值扩散加权成像数据拟合得到,可以通过线性或非线性拟合方法计算出来。

[0052] D 为真实的分子扩散系数(true diffusion coefficient),表示扩散系数(通常是各向同性的),反映了水分子在组织中随时间扩散的总体速率。通常代表纯水分子的扩散过程,单位为平方毫米每秒(mm^2/s)。计算公式从扩散加权成像的数据中可以通过对不同b值下的扩散加权成像进行单指数拟合得到: $S(b) = S_0 \times e^{-bD}$ 。 D 的单位为 mm^2/s 。

[0053] D^* 为表观扩散系数(pseudo-diffusion coefficient),表示伪扩散系数,通常用来表征某些复杂的扩散现象,特别是在某些情况下可能与血流相关。单位为平方毫米每秒(mm^2/s)。通过测量不同的b值下的信号强度 S_b ,并通过拟合来计算表观扩散系数 D^* 。

[0054] 快速扩散速率图的计算:快速扩散速率图代表快扩散成分,通常与灌注效应有关。在IVIM模型中,通过拟合多个不同b值的扩散加权成像,使用以下双指数模型拟合获得快速扩散系数Dfast,各个体素对应的快速扩散系数构成快速扩散系数图:

$$[0055] \quad S(b) = S_0 [f \times e^{-bD_{fast}} + (1-f) \times e^{-bD_{slow}}] \quad \text{公式1}$$

[0056] 其中, $S(b)$ 是采用b值的扩散加权成像的信号强度, S_0 是未加权的扩散加权成像的信号强度, f 是灌注分数, D_{fast} 为快速扩散系数(与灌注相关的扩散), D_{slow} 是慢扩散系数(真实的组织扩散)。各个体素对应的快速扩散系数构成快速扩散系数图。

[0057] 慢速扩散速率图的计算:慢速扩散速率图是组织水分子真实扩散的系数,也被称为“纯扩散系数”。它通常代表组织结构的扩散特性,在IVIM模型中对应的是慢扩散成分。

[0058] 对于b值大于等于 $500s/mm^2$ 时,基于以下公式2拟合获得慢扩散系数Dslow:

$$[0059] \quad \text{慢扩散系数 } D_{slow} = -\ln(S(b)/S_0) / b. \quad \text{公式2}$$

[0060] 公式2是适用于较大b值(即较高扩散加权)的数据来拟合获得组织的慢扩散成分

(即纯扩散部分)。在较大的b值下,一般大于等于 500s/mm^2 时,灌注效应通常会减弱,主要反映的是水分子在组织中的真实扩散,因此使用这个公式来拟合慢扩散系数更加准确。

[0061] 对于b值小于 500s/mm^2 时,基于公式1拟合获得慢扩散系数 D_{slow} 。

[0062] 各个体素对应的慢速扩散系数构成慢速扩散系数图。

[0063] 水分子灌注图的计算:水分子灌注图通常通过以下公式计算,它表示与微循环灌注相关的伪扩散系数: $D_{\text{perf}} = D_{\text{fast}} - D_{\text{slow}}$ 。

[0064] D_{perf} 为水分子灌注系数,各个体素对应的水分子灌注系数构成水分子灌注图。该参数有时用于描述组织微血管的灌注特性,特别是在IVIM模型中。

[0065] 在计算快速扩散速率图(RDfast)、慢速扩散速率图(RDslow)和水分子灌注图(RDperf)时,平均扩散图MD提供了组织整体扩散特性的一般背景。例如:平均扩散图MD的变化可以帮助解释和理解不同区域扩散系数的变化。在快速扩散速率图(RDfast)、慢速扩散速率图(RDslow)和水分子灌注图(RDperf)中,若有区域显示出与平均扩散图MD不一致的变化,提示可能存在病理改变或结构变化。

[0066] 步骤2.3:对不同类别的扩散速率图(快速扩散速率图,慢速扩散速率图,水分子灌注图)进行空间配准,本实施例中,采用刚性配准算法,调用公开算法的SPM 12程序,将三维T2加权成像T2WI作为参照图像,扩散速率图作为拟配准图像进行计算,配准的图像包括快速扩散系数图(表示水分子在组织中快速扩散的速率。它通常与伪扩散或快速流动相关,可能与血流灌注有关),慢速扩散系数图(表示水分子在组织中慢速扩散的速率。它通常反映了组织内部结构对水分子扩散的限制。)和灌注扩散系数图(通常表示水分子由于血流灌注造成的扩散。这个参数通常在IVIM模型中用于表征水分子随血流快速移动的扩散现象),并重命名为RDfast, RDslow和RDperf,即获得配准快速扩散速率图RDfast,配准慢速扩散速率图RDslow,以及配准水分子灌注图RDperf。

[0067] 配准过程中,快速扩散速率图(RDfast)、慢速扩散速率图(RDslow)和水分子灌注图(RDperf)可能会涉及到比较或对齐问题。配准时,平均扩散图MD作为参考图像可以帮助验证配准的准确性和一致性。通过将这些扩散速率图($D_{\text{fast}}, D_{\text{slow}}, D_{\text{perf}}$)与三维T2加权成像(T2WI)配准后,平均扩散图MD可以作为一个额外的检查工具,确认配准是否正确。

[0068] 步骤3:计算血管周围间隙中的水分子扩散特征

[0069] 步骤3.1:将步骤1中血管周围间隙结构掩码MASK分别与配准快速扩散速率图RDfast,配准慢速扩散速率图RDslow,以及配准水分子灌注图RDperf进行逐点乘积操作,计算获得血管周围间隙中水分子的快速扩散图PVSfast(反映水分子的快速转运特征)、血管周围间隙中水分子的慢速扩散图PVSslow(反映与水分子结合的慢速转运特征)、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平PVSperf(反映血液灌注的影响),即 $\text{MASK} \times \text{RDfast} = \text{PVSfast}$, $\text{MASK} \times \text{RDslow} = \text{PVSslow}$, $\text{MASK} \times \text{RDperf} = \text{PVSperf}$ 。

[0070] 步骤3.2:提取各血管周围间隙中的水分子扩散图的平均信号强化,即计算血管周围间隙中水分子的快速扩散图PVSfast、血管周围间隙中水分子的慢速扩散图PVSslow、以及血管周围间隙中小血管结构的灌注水平PVSperf的每个体素的信号强度的平均值。调用ITK-SNAP软件,计算得出血管周围间隙中水分子的快速扩散平均值Mean PVSfast,血管周围间隙中水分子的慢速扩散平均值Mean PVSslow和血管周围间隙中小血管结构的灌注水平平均值Mean PVSperf。

[0071] 步骤4:计算脑类淋巴系统功能参考

[0072] 步骤4.1:由于血管周围间隙为富含自由水的结构,所以快速扩散速率图更多反映了血管周围间隙中水分子的快速转运,权重最大,而慢速扩散速率图反映了结合水的转运,权重较小,水分子灌注图反映了血管周围间隙中小血管结构的灌注水平,需要在评估类淋巴系统功能时将去影响去除,所以脑类淋巴系统功能GS function定义为 $GS\ function = a \times Mean\ PVS_{fast} + b \times Mean\ PVS_{slow} - c \times Mean\ PVS_{perf}$ 。

[0073] 步骤4.2:上述公式中a,b,c均为权重,a,b,c可以根据实际情况调整,一般选取a大于b。在本实施例中,a=2,b=1,c=1。

[0074] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一非易失性计算机可读存储介质中,该计算机程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。

[0075] 实施例2:

[0076] 本实施例中,提供了一种计算机设备,包括存储器和处理器,存储器中存储有计算机程序,该处理器执行计算机程序时实现上述各方法实施例中的步骤。

[0077] 实施例3:

[0078] 本实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述各方法实施例中的步骤。

[0079] 实施例4:

[0080] 本实施例中,提供了一种计算机程序产品,包括计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述各方法实施例中的步骤。

[0081] 需要指出的是,本发明中所描述的实施例仅是对本发明精神作举例说明。本发明所属技术领域的技术人员可以对所描述的实施例作各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,但并不会偏离本发明的精神或超越所附权利要求书所定义的范围。

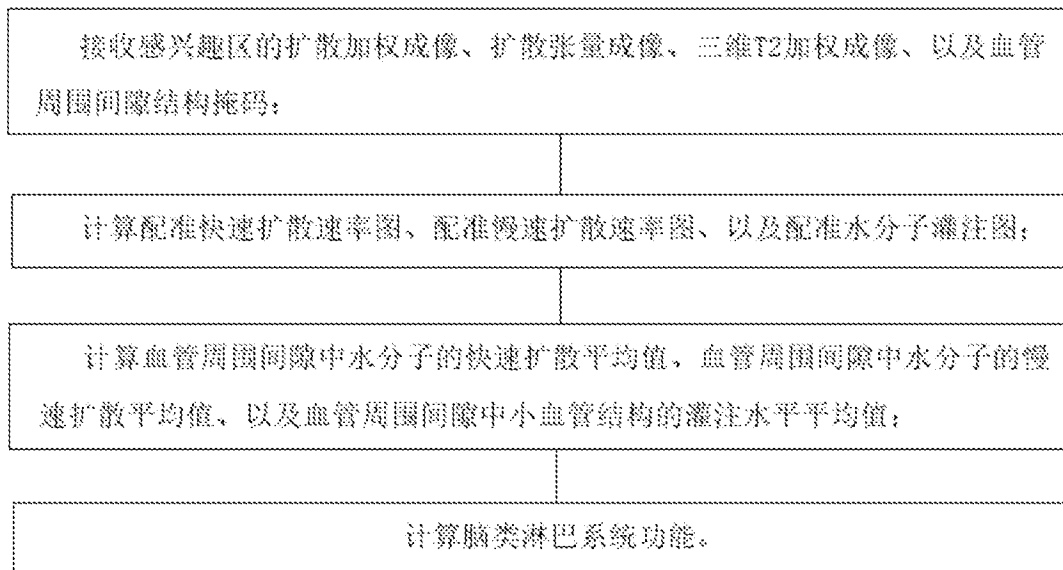


图1