



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111466952 B

(45) 授权公告日 2023. 03. 31

(21) 申请号 202010338096.8

(22) 申请日 2020.04.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111466952 A

(43) 申请公布日 2020.07.31

(73) 专利权人 首都医科大学附属北京朝阳医院
地址 100020 北京市朝阳区工人体育场南
路8号

(72) 发明人 刘晓 刘振

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

专利代理师 孙楠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 108492340 A, 2018.09.04

KR 20120000729 A, 2012.01.04

Jacob J. Peoples等. Deformable multimodal registration for navigation in beating-heart cardiac surgery.

《International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery》.2019,第14卷第955-966页.

Fang Chen等.Registration of CT and Ultrasound Images of the Spine with Neural Network and Orientation Code Mutual Information.《International Conference on Medical Imaging and Augmented Reality》.2016,第292-301页.

Joao Gomes-Fonseca等.Surface-based registration between CT and US for image-guided percutaneous renal access -A feasibility study.《Medical Physics》.2018,第1115-1126页.

Joao Gomes-Fonseca等.Surface-based registration between CT and US for image-guided percutaneous renal access -A feasibility study.《Medical Physics》.2018,第1115-1126页. (续)

审查员 李易陆

权利要求书2页 说明书5页 附图1页

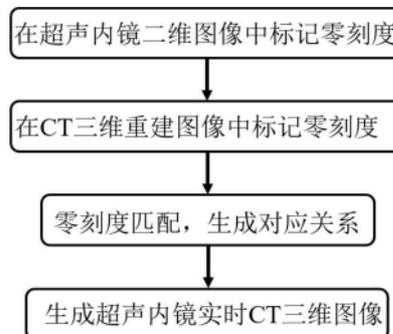
(54) 发明名称

一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法和系统,包括以下步骤:获取超声内镜二维图像,并在二维图像中标记零刻度;获取CT三维重建图像,并在CT三维重建图像中标记零刻度;将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型;将超声内镜二维图像的零刻度通过转化模型转化至CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至CT三维重建图像中,生成超声内镜实时CT三维

图像。其通过深度学习,将二维超声内镜图像与CT三维重建技术联合,实现于行纵隔超声内镜时,应用CT三维结构进行实时成像和导航。



CN 111466952 B

[接上页]

(56) 对比文件

Jui-Ying Chiao等.Detection and

classification the breast tumors using
mask R-CNN on sonograms.《Medicine》.2019,
第98卷(第19期),第1-5页.

1. 一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1获取超声内镜二维图像,并在所述二维图像中标记零刻度;

S2获取CT三维重建图像,并在所述CT三维重建图像中标记零刻度;

S3将所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度的转化模型;

S4将所述超声内镜二维图像的零刻度通过所述转化模型转化至所述CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至所述CT三维重建图像中;

所述步骤S3中将所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度进行匹配的方法为:

S3.1将标记了零刻度的所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;

S3.2将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;

S3.3建立所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

2. 如权利要求1所述的超声内镜与CT三维图像实时转化方法,其特征在于,所述步骤S1中获取超声内镜二维图像后,在所述超声内镜二维图像上标注零刻度位置,并将标注了零刻度的二维图像输入至基于迁移学习训练而得到的卷积神经网络中进行训练。

3. 如权利要求2所述的超声内镜与CT三维图像实时转化方法,其特征在于,所述迁移学习训练的过程为:

S1.1获取超声内镜二维图像;

S1.2将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集;

S1.3利用所述训练集训练待训练的卷积神经网络以获取经过训练的所述卷积神经网络;

S1.4利用所述测试集测试经过训练的所述卷积神经网络以获取网络准确率,所述网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回步骤S1.3继续训练;

S1.5对所述验证集进行单独验证,以保证所述卷积神经网络的泛化性。

4. 如权利要求2所述的超声内镜与CT三维图像实时转化方法,其特征在于,在进行所述迁移学习训练前,需要对图像进行预处理,图像预处理步骤为:对待处理的超声内镜二维图像进行图像归一化处理 and/或数据增强处理。

5. 如权利要求1所述的超声内镜与CT三维图像实时转化方法,其特征在于,在所述步骤S3结束后,需要对所述转化模型进行验证,验证过程为:获取新的超声内镜二维图像,并在所述图像中标记零刻度,将所述零刻度带入所述转化模型中,得到CT三维重建图像的零刻度,将得到的所述CT三维重建图像的零刻度与实际CT三维重建图像的零刻度进行比较,以对所述转化模型进行验证。

6. 一种超声内镜与CT三维图像实时转化系统,其特征在于,包括:

超声内镜标记模块,用于获取超声内镜二维图像,并在所述二维图像中标记零刻度;

CT标记模块,用于获取CT三维重建图像,并在所述CT三维重建图像中标记零刻度;

匹配模块,用于将所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度的转化模型;

转化模块,用于将所述超声内镜二维图像的零刻度通过所述转化模型转化至所述CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至所述CT三维重建图像中;

所述匹配模块包括:

零刻度图像生成子模块,用于将标记了零刻度的所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;

零刻度匹配子模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;

转化模型生成模块,用于建立所述超声内镜二维图像的零刻度和所述CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

7.如权利要求6所述的超声内镜与CT三维图像实时转化系统,其特征在于,所述超声内镜标记模块包括:

图像获取子模块,用于获取超声内镜二维图像;

图像分类子模块,用于将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集;

训练子模块,用于利用所述训练集训练待训练的卷积神经网络以获取经过训练的所述卷积神经网络;

判断模块,用于利用所述测试集测试经过训练的所述卷积神经网络以获取网络准确率,所述网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回所述训练子模块继续训练;

单独验证模块,用于对所述验证集进行单独验证,以保证所述卷积神经网络的泛化性。

8.如权利要求6所述的超声内镜与CT三维图像实时转化系统,其特征在于,所述匹配模块还包括:验证模块,用于对所述转化模型进行验证。

一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法和系统

技术领域

[0001] 本发明是关于一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法和系统,属于医疗设备技术领域。

背景技术

[0002] 随着超声内镜的出现和应用,直接观察消化道壁内病变,最大限度地贴近食管壁从而直观观察食管腔外结构成为现实。由于超声内镜多采用斜视内镜和侧视内镜的成像结构,所以其操作难度及图像识别较普通内镜大。对于消化道腔外的病变,不仅需要掌握腔外脏器的解剖结构以及各解剖结构的毗邻关系,而且需要追溯血管的走形、脏器解剖结构的走形,才可以达到发现病变辅助诊断及治疗的目的。然而,这种要求对操作者内镜水平以及诊疗经验要求极高。

[0003] 此外,从空间维度方面,二维的超声图像只能显示某一个层面上的结构,在超声内镜操作过程中,稍微旋转内镜、改变探头的方向,则追溯的某个标志性的血管走行或者解剖结构走行就可能发生位移,因此发现判断病变的位置以及准确判断病变与周围解剖结构关系难度加大。

[0004] 超声内镜检查的动态检查过程中,由于上述超声内镜的多变性,且受患者呼吸影响,以及操作者技术水平及经验的影响以及图像本身已回声差别呈现。目前临床尚不能实现超声内镜图像的三维重建。

[0005] 目前临床上纵隔病变的诊断依赖于胸部CT和超声内镜,胸部CT三维重建后能够清晰观察病变与周围器官的毗邻关系,显示解剖位置具有绝对优势,但是无法提供即时图像,关键是无法获取活检组织进行病理诊断。超声内镜能够直观、即时的获得病变图像,但超声图像只能显示某一个层面上结构,且在超声内镜操作过程中图像具有多变性,因此,目前很难准确、清晰的采集病变的位置以及周围解剖结构的三维图像。

发明内容

[0006] 针对上述现有技术的不足,本发明的目的是提供了一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法和系统,利用基于深度学习的图像分割、多模态融合匹配等技术,实现超声内镜二维图像与CT三维图像的模式映射,将实时超声内镜二维图像转化到CT三维重建图像中,为纵隔疾病诊断提供高效导航。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了一种超声内镜与CT三维图像实时转化方法,包括以下步骤:S1获取超声内镜二维图像,并在二维图像中标记零刻度;S2获取CT三维重建图像,并在CT三维重建图像中标记零刻度;S3将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型;S4通过超声内镜二维图像的零刻度通过转化模型转化至CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至CT三维重建图像中。

[0008] 进一步,步骤S1中获取超声内镜二维图像后,手工标注零刻度结构,利用深度残差

神经网络训练模型进行深度学习训练。

[0009] 进一步,迁移学习训练的过程为:S1.1获取超声内镜二维图像;S1.2将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集;S1.3利用训练集训练待训练的卷积神经网络以获取经过训练的卷积神经网络;S1.4利用测试集测试经过训练的卷积神经网络以获取网络准确率,网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回步骤S1.3继续训练;S1.5对验证集进行单独验证,以保证卷积神经网络的泛化性。

[0010] 进一步,在进行迁移学习训练前,需要对图像进行预处理,图像预处理步骤为:对待处理的超声内镜二维图像进行图像归一化处理 and/或数据增强处理。

[0011] 进一步,步骤S3中将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配的方法为:S3.1将标记了零刻度的超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;S3.2将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;S3.3建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

[0012] 进一步,在步骤S3结束后,需要对转化模型进行验证,验证过程为:获取新的超声内镜二维图像,并在图像中标记零刻度,将零刻度带入转化模型中,得到CT三维重建图像的零刻度,将得到的CT三维重建图像的零刻度与实际CT三维重建图像的零刻度进行比较,以对转化模型进行验证。

[0013] 本发明还公开了一种超声内镜与CT三维图像实时转化系统,包括:超声内镜标记模块,用于获取超声内镜二维图像,并在二维图像中标记零刻度;CT标记模块,用于获取CT三维重建图像,并在CT三维重建图像中标记零刻度;匹配模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型;转化模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度通过转化模型转化至CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至CT三维重建图像中。

[0014] 进一步,超声内镜标记模块包括:图像获取子模块,用于获取超声内镜二维图像;图像分类子模块,用于将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集;训练子模块,用于利用训练集训练待训练的卷积神经网络以获取经过训练的卷积神经网络;判断模块,用于利用测试集测试经过训练的卷积神经网络以获取网络准确率,网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回训练子模块继续训练;单独验证模块,用于对验证集进行单独验证,以保证卷积神经网络的泛化性。

[0015] 进一步,匹配模块包括:零刻度图像生成子模块,用于将标记了零刻度的超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;零刻度匹配子模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;转化模型生成模块,用于建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

[0016] 进一步,匹配模块还包括:验证模块,用于对转化模型进行验证。

[0017] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:

[0018] 1、通过深度学习,将二维超声内镜图像与CT三维重建技术联合,实现在行纵隔超声内镜时,应用CT三维结构进行实时成像和导航;

[0019] 2、可以获得对病变及其周围的解剖毗邻结构更加清晰、准确的成像,使操作者可以更好的对结果进行判断。

[0020] 3、本发明基于迁移学习训练而得到卷积神经网络对待处理的超声内镜图像进行检测,获取异常病变区域,有效提高了超声内镜图像检测准确率,减轻医生的工作量,提高异常检出率,降低异常的漏检率。

附图说明

[0021] 图1是本发明一实施例中超声内镜与CT三维图像实时转化方法的流程图;

[0022] 图2是本发明一实施例中超声内镜与CT三维图像实时转化系统的结构图。

具体实施方式

[0023] 为了使本领域技术人员更好的理解本发明的技术方向,通过具体实施例对本发明进行详细的描绘。然而应当理解,具体实施方式的提供仅为了更好地理解本发明,它们不应该理解成对本发明的限制。在本发明的描述中,需要理解的是,所用到的术语仅仅是用于描述的目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0024] 实施例一

[0025] 本发明提供了超声内镜与CT三维图像实时转化方法,包括以下步骤:

[0026] S1获取超声内镜二维图像,并在二维图像中标记零刻度。

[0027] 获取待处理的内镜二维图像,由高级职称医师共同进行阅片,筛选出由升主动脉延续为主动脉弓较清晰的超声内镜图像,筛选数据结束后,由同样两位医师进行零刻度标注,分别将主动脉、移行为主动脉弓处标记为0、1。标记二维图像的零刻度是为了将二维图像转化为三维图像时可以将二维图像的零刻度与三维图像的零刻度对应,从而得出二维图像和三维图像的映射关系。本实施例中优选利用超声内镜获取消化道等位置的组织图像作为待处理的超声内镜图像。

[0028] 获取超声内镜二维图像的具体方法为:将标记了零刻度的待处理的内镜图像大小调整至相同的尺寸,本实施例中优选将图片调整到大小为64*64。对待处理的超声内镜图像进行图像归一化处理 and/或数据增强处理,图像归一化处理是将待处理的超声内镜图像的数据格式和图像格式进行统一,而数据增强处理,也就是数据扩增,是利用数据增强技术处理待处理的超声内镜图像产生更多的超声内镜图像以实现图像扩增,包括对图像进行翻转、裁剪、旋转、缩放等操作,目的是为了提供待处理的内镜图像的各种扩增图像,提高后续检测步骤中,卷积神经网络对待处理图像的检测准确度;本实施例中,为了提高网络的检测准确度,同时对内镜图像进行数据归一化处理和数据增强处理。

[0029] 将经过数据归一化处理和数据增强处理的超声二维图像输入至基于迁移学习训练而得到的卷积神经网络中进行训练。

[0030] 根据图像中的主动脉和移行为主动脉弓处,将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集。将70%的图片作为训练集,15%作为验证集,利用训练集和优化待训练的卷积神经网络,跟踪算法的收敛速度、识别准确率、查全率、查准率等性能指标,不断调整深度

残差神经网络的EPOCHS、Learning Rate、Batch Size等参数,最终使获得的经过训练的卷积神经网络,各项性能指标达到预期要求。剩余的15%的图片作为测试集,利用测试集测试经过训练的卷积神经网络以获取网络准确率,网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回上一步继续训练。对验证集进行单独验证,此部分的图像样本不参与当前算法的训练和优化中,而是由医疗团队进行单独测试,以保证算法具有较好的泛化性能。为消除随机选择样本可能造成的算法性能差异,上述随机选择过程反复进行十轮,并计算其平均值和标准差,最大程度保证实验的准确性。通过使用生成对抗性网络(GAN)生成最终的卷积神经网络,扩大样本量,建立临床病理资料完整的数据样本学习库。其中,待训练的卷积神经网络包括Unet网络、Resnet网络、GAN(生成对抗网络)等。

[0031] S2获取CT三维重建图像,并在CT三维重建图像中标记零刻度。由于获取CT三维重建图像是本领域中比较成熟的技术,且对CT三维重建图像中标记零刻度也只是在图像中标出零刻度,也是比较常规的操作手段,故此处不再详细说明其操作过程。

[0032] S3将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

[0033] 步骤S3具体操作步骤如下:

[0034] S3.1将标记了零刻度的超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;

[0035] S3.2将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;

[0036] S3.3建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

[0037] 在步骤S3结束后,需要对转化模型进行验证,验证过程为:获取新的超声内镜二维图像,此处的超声内镜二维图像仍然需要经过数据归一化处理和数据增强处理,并进行卷积神经网络训练,这些处理过程在步骤S1已经详细说明,此处不再赘述。在超声内镜二维图像中标记零刻度,将零刻度带入步骤S3.3中的转化模型中,得到CT三维重建图像的零刻度,将得到的CT三维重建图像的零刻度与实际CT三维重建图像的零刻度进行比较,以对转化模型进行验证。

[0038] S4将超声内镜二维图像的零刻度通过转化模型转化至CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至CT三维重建图像中,生成超声内镜实时CT三维图像。

[0039] 本实施例中方案通过深度学习,将二维超声内镜图像与CT三维重建技术联合,实现在行纵隔超声内镜时,应用CT三维结构进行实时成像和导航;可以获得对病变及其周围的解剖毗邻结构更加清晰、准确的成像,使操作者可以更好的对结果进行判断。

[0040] 实施例二

[0041] 基于相同的发明构思,本实施例公开了超声内镜与CT三维图像实时转化系统,包括:

[0042] 超声内镜标记模块,用于获取超声内镜二维图像,并在二维图像中标记零刻度;

[0043] CT标记模块,用于获取CT三维重建图像,并在CT三维重建图像中标记零刻度;

[0044] 匹配模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度进行匹配,建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型;

[0045] 转化模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度通过转化模型转化至CT三维重建图像中,并通过二维图像和三维图像的映射关系将超声内镜二维图像转化至CT三维重建图像中。

[0046] 其中,超声内镜标记模块包括:图像获取子模块,用于获取超声内镜二维图像;图像分类子模块,用于将超声内镜二维图像分为训练集、验证集和测试集;训练子模块,用于利用训练集训练待训练的卷积神经网络以获取经过训练的卷积神经网络;判断模块,用于利用测试集测试经过训练的卷积神经网络以获取网络准确率,网络准确率达到预设要求则停止训练,否则返回训练子模块继续训练;单独验证模块,用于对验证集进行单独验证,以保证卷积神经网络的泛化性。

[0047] 匹配模块包括:零刻度图像生成子模块,用于将标记了零刻度的超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像带入Mask-RCNN算法模型中,并分别提取出超声内镜二维图像和CT三维重建图像对应的零刻度图像;零刻度匹配子模块,用于将超声内镜二维图像的零刻度图像和CT三维重建图像的零刻度图像带入基于条件随机场的数据联合特征概率模型或多尺度层次匹配最优化模型进行零刻度匹配;转化模型生成模块,用于建立超声内镜二维图像的零刻度和CT三维重建图像的零刻度的转化模型。

[0048] 匹配模块还包括:验证模块,用于对转化模型进行验证。

[0049] 上述内容仅为本申请的具体实施方式,但本申请的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本申请的保护范围之内。因此,本申请的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

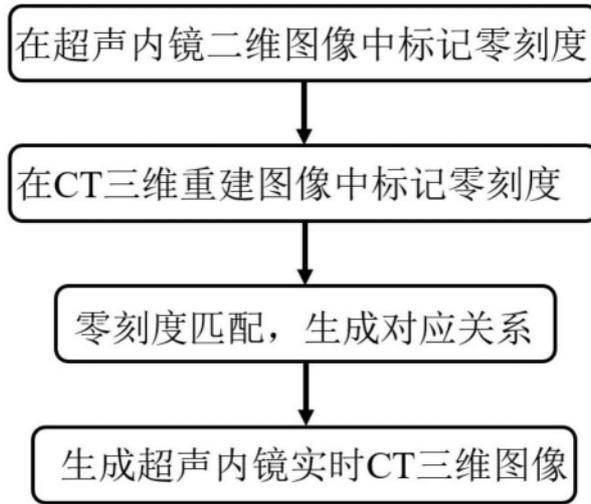


图1

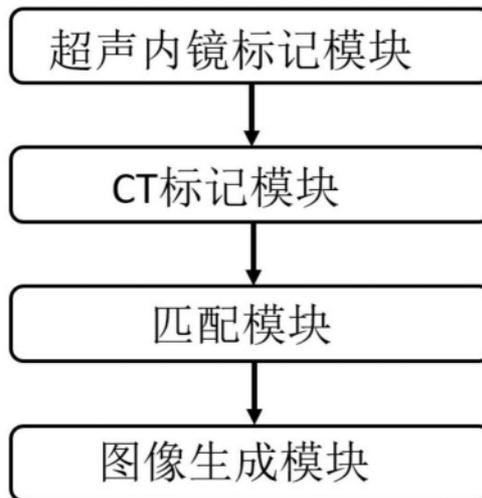


图2