



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111260641 A

(43)申请公布日 2020.06.09

(21)申请号 202010069341.X

G06T 7/136(2017.01)

(22)申请日 2020.01.21

(71)申请人 珠海威泓医疗科技有限公司

地址 519070 广东省珠海市香洲区前山路9号1710室

(72)发明人 赵三多 张红卫 陈宏明 周苡蝶

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务有限公司 44205

代理人 郑晨鸣

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 5/00(2006.01)

G06T 5/20(2006.01)

G06T 5/40(2006.01)

G06T 7/13(2017.01)

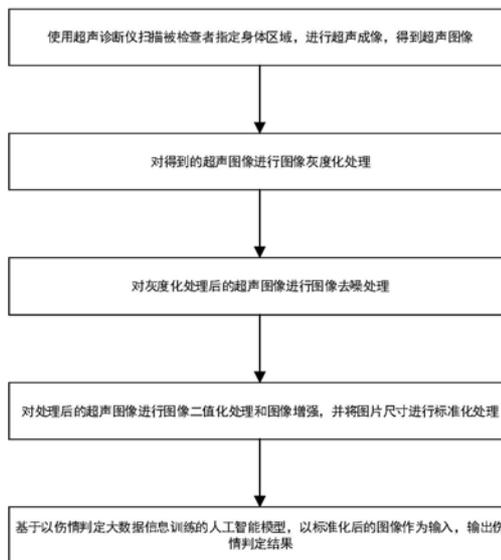
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

一种基于人工智能的掌上超声成像系统及其方法

(57)摘要

本发明的技术方案包括一种基于人工智能的掌上超声成像系统及其方法,用于实现:使用超声诊断仪扫描被检查者指定身体区域,进行超声成像,得到超声图像;对得到的超声图像进行图像灰度化处理;对灰度化处理后的超声图像进行图像去噪处理;对处理后的超声图像进行图像二值化处理和图像增强,并将图片尺寸进行标准化处理;基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。本发明的有益效果为:远程自动诊断患者伤情,无需专家人工判断,最大限度的保证患者的最佳治疗时间不被耽误,提高急救存活率。



1. 一种基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S100、使用超声诊断仪扫描被检查者指定身体区域,进行超声成像,得到超声图像;

S200、对得到的超声图像进行图像灰度化处理,其中灰度化处理的方法包括但不限于加权平均法、平均值法以及最大值法;

S300、对灰度化处理后的超声图像进行图像去噪处理,其中图像去噪处理包括但不限于中值滤波法、自适应滤波法以及小波阈值降噪;

S400、对处理后的超声图像进行图像二值化处理和图像增强,并将图片尺寸进行标准化处理;

S500、基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

2. 根据权利要求1所述的基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,所述S200还包括:

S201、获取超声图像中以像素点为单位的R、G、B三个分量,其中像素点位置信息为二维坐标;

S202、根据伤情判断中对各个颜色的重要性以及其他预设判断指标,将R、G、B三个分量以不同的权值进行加权平均;

S203、按以下公式进行加权平均

$$f(i, j) = 0.30R(i, j) + 0.59G(i, j) + 0.11B(i, j)$$

其中 $f(i, j)$ 为转换后的灰度图像在 $(i, j)$ 处的灰度值。

3. 根据权利要求1所述的基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,所述S300还包括:

S301、对图像进行小波变换;

S302、计算各个高分辨率子带图像的去噪阈值;

S303、对小波系数进行阈值去噪;

S304、进行小波反变换,得到去噪后的图像。

4. 根据权利要求1所述的基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,所述S400还包括:

S401、扫描图像中的所有像素点,逐一判断是否大于预设阈值,若是则将满足条件的像素点灰度值设为255,否则设为0,其中所设阈值可自定义。

5. 根据权利要求1所述的基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,所述图像增强的方法包括直方图修改处理、图象平滑以及图象锐化。

6. 一种基于人工智能的掌上超声成像系统,其特征在于,包括:

超声探测器,用于扫描患者待检查部位;

超声图像生成模块,用于根据超声探测器的扫描信息,进行超声成像,得到超声图像;

图像处理模块,用于对超声图像分别进行灰度化处理、去噪处理、图像二值化处理以及图像增强处理;

伤情判断模块,基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

7. 根据权利要求6所述的基于人工智能的掌上超声成像系统,其特征在于,所述图像处

理模块还包括：

像素扫描单元，用于获取超声图像中以像素点为单位的R、G、B三个分量，其中像素点位置信息为二维坐标；

计算单元，用于根据伤情判断中对各个颜色的重要性以及其他预设判断指标，将R、G、B三个分量以不同的权值进行加权平均。

8. 根据权利要求6所述的基于人工智能的掌上超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还包括：

小波变换单元，用于对图像进行小波变换以及小波反变换处理；

阈值计算单元，用于计算各个高分辨率子带图像的去噪阈值；

去噪单元，用于对小波系数进行阈值去噪。

9. 根据权利要求6所述的基于人工智能的掌上超声成像系统，其特征在于，所述图像处理模块还包括：

图像增强单元，用于对图像进行直方图修改处理、图象平滑以及图象锐化处理。

10. 根据权利要求6所述的基于人工智能的掌上超声成像系统，其特征在于，所述伤情判断模块还包括：

大数据获取单元，用于通过互联网获取图像数据以及对应的伤情判断信息，并根据医疗文献获取伤情判断标准；

机器学习单元，用于基于大数据以及伤情判断标准进行机器训练，根据训练模型得到人工智能模型。

## 一种基于人工智能的掌上超声成像系统及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于人工智能的掌上超声成像系统及其方法,属于医疗技术领域。

### 背景技术

[0002] 超声诊断(ultrasonic diagnosis)是将超声检测技术应用于人体,通过测量了解生理或组织结构的数据和形态,发现疾病,做出提示的一种诊断方法。目前,超声诊断已成为广泛应用的诊断技术,最为典型的的就是B超,其具有无创伤、实时、无电离辐射、便宜等优点。然而,超声诊断的准确性高度依赖超声系统(ultrasound system)操作者的技术,此操作者必须具有解读超声图像和解剖学的具体知识,并且需要经过多年的训练才能准确的操作超声探测器(ultrasound probe)未获得被检查的器官的超声图像,同时,即使操作者能够准确的获得被检查的器官的超声图像,医生也需要具有丰富的经验才能根据此超声图像做出准确的诊断。这些,都限制了超声诊断在医疗资源有限的地方的应用,如某些发展中国家或农村地区的诊所、社区医院等。

[0003] 传统的解决方法为通过超声图像数据远程发送给具有资质的医生或专家进行远程诊断,然而,这存在几个问题,首先医疗资源匮乏的情况下医生并没有过多的时间和精力进行远程诊断,其次部分急救场景需要上传信息后立即进行反馈,而此时医生可能正在就诊或不在办公位,这样就会耽误患者的最佳治疗时间,危机患者生命。

[0004] 因此开发出一套基于人工智能自动鉴定患者伤势的系统显得尤为迫切。

### 发明内容

[0005] 为解决上述问题,本发明的目的在于提供一种基于人工智能的掌上超声成像系统及其方法,包括使用超声诊断仪扫描被检查者指定身体区域,进行超声成像,得到超声图像;对得到的超声图像进行图像灰度化处理,其中灰度化处理的方法包括但不限于加权平均法、平均值法以及最大值法;对灰度化处理后的超声图像进行图像去噪处理,其中图像去噪处理包括但不限于中值滤波法、自适应滤波法以及小波阈值降噪;对处理后的超声图像进行图像二值化处理和图像增强,并将图片尺寸进行标准化处理;基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

[0006] 本发明解决其问题所采用的技术方案一方面是:一种基于人工智能的掌上超声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:S100、使用超声诊断仪扫描被检查者指定身体区域,进行超声成像,得到超声图像;S200、对得到的超声图像进行图像灰度化处理,其中灰度化处理的方法包括但不限于加权平均法、平均值法以及最大值法;S300、对灰度化处理后的超声图像进行图像去噪处理,其中图像去噪处理包括但不限于中值滤波法、自适应滤波法以及小波阈值降噪;S400、对处理后的超声图像进行图像二值化处理和图像增强,并将图片尺寸进行标准化处理;S500、基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

[0007] 进一步的,所述S200还包括:S201、获取超声图像中以像素点为单位的R、G、B三个分量,其中像素点位置信息为二维坐标;S202、根据伤情判断中对各个颜色的重要性以及其他预设判断指标,将R、G、B三个分量以不同的权值进行加权平均;S203、按以下公式进行加权平均 $f(i, j) = 0.30R(i, j) + 0.59G(i, j) + 0.11B(i, j)$ 其中 $f(i, j)$ 为转换后的灰度图像在 $(i, j)$ 处的灰度值。

[0008] 进一步的,所述S300还包括:S301、对图像进行小波变换;S302、计算各个高分辨率子带图像的去噪阈值;S303、对小波系数进行阈值去噪;S304、进行小波反变换,得到去噪后的图像。

[0009] 进一步的,所述S400还包括:S401、扫描图像中的所有像素点,逐一判断是否大于预设阈值,若是则将满足条件的像素点灰度值设为255,否则设为0,其中所设阈值可自定义。

[0010] 进一步的,所述图像增强的方法包括直方图修改处理、图象平滑以及图象锐化。

[0011] 本发明解决其问题所采用的技术方案另一方面是:一种基于人工智能的掌上超声成像系统,其特征在于,包括:超声探测器,用于扫描患者待检查部位;超声图像生成模块,用于根据超声探测器的扫描信息,进行超声成像,得到超声图像;图像处理模块,用于对超声图像分别进行灰度化处理、去噪处理、图像二值化处理以及图像增强处理;伤情判断模块,基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

[0012] 进一步的,所述图像处理模块还包括:像素扫描单元,用于获取超声图像中以像素点为单位的R、G、B三个分量,其中像素点位置信息为二维坐标;计算单元,用于根据伤情判断中对各个颜色的重要性以及其他预设判断指标,将R、G、B三个分量以不同的权值进行加权平均。

[0013] 进一步的,所述图像处理模块还包括:小波变换单元,用于对图像进行小波变换以及小波反变换处理;阈值计算单元,用于计算各个高分辨率子带图像的去噪阈值;去噪单元,用于对小波系数进行阈值去噪。

[0014] 进一步的,所述图像处理模块还包括:图像增强单元,用于对图像进行直方图修改处理、图象平滑以及图象锐化处理。

[0015] 进一步的,所述伤情判断模块还包括:大数据获取单元,用于通过互联网获取图像数据以及对应的伤情判断信息,并根据医疗文献获取伤情判断标准;机器学习单元,用于基于大数据以及伤情判断标准进行机器训练,根据训练模型得到人工智能模型。

[0016] 本发明的有益效果是:远程自动诊断患者伤情,无需专家人工判断,最大限度的保证患者的最佳治疗时间不被耽误,提高急救存活率。

## 附图说明

[0017] 图1是根据本发明优选实施例的方法流程示意图;

[0018] 图2是根据本发明优选实施例的系统结构示意图。

## 具体实施方式

[0019] 以下将结合实施例和附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果进行清

楚、完整的描述,以充分地理解本发明的目的、方案和效果。

[0020] 需要说明的是,如无特殊说明,当某一特征被称为“固定”、“连接”在另一个特征,它可以直接固定、连接在另一个特征上,也可以间接地固定、连接在另一个特征上。此外,本公开中所使用的上、下、左、右等描述仅仅是相对于附图中本公开各组成部分的相互位置关系来说的。在本公开中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。此外,除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与本技术领域技术人员通常理解的含义相同。本文说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例,而不是为了限制本发明。本文所使用的术语“和/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的组合。

[0021] 应当理解,尽管在本公开可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种元件,但这些元件不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的元件彼此区分开。例如,在不脱离本公开范围的情况下,第一元件也可以被称为第二元件,类似地,第二元件也可以被称为第一元件。本文所提供的任何以及所有实例或示例性语言(“例如”、“如”等)的使用仅意图更好地说明本发明的实施例,并且除非另外要求,否则不会对本发明的范围施加限制。

[0022] 参照图1,是根据本发明优选实施例的方法流程示意图,

[0023] 包括以下步骤:

[0024] S100、使用超声诊断仪扫描被检查者指定身体区域,进行超声成像,得到超声图像;

[0025] S200、对得到的超声图像进行图像灰度化处理,其中灰度化处理的方法包括但不限于加权平均法、平均值法以及最大值法;

[0026] S300、对灰度化处理后的超声图像进行图像去噪处理,其中图像去噪处理包括但不限于中值滤波法、自适应滤波法以及小波阈值降噪;

[0027] S400、对处理后的超声图像进行图像二值化处理和图像增强,并将图片尺寸进行标准化处理;

[0028] S500、基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

[0029] 参照图2,是根据本发明优选实施例的系统结构示意图,

[0030] 包括:超声探测器,用于扫描患者待检查部位;超声图像生成模块,用于根据超声探测器的扫描信息,进行超声成像,得到超声图像;图像处理模块,用于对超声图像分别进行灰度化处理、去噪处理、图像二值化处理以及图像增强处理;伤情判断模块,基于以伤情判定大数据信息训练的人工智能模型,以标准化后的图像作为输入,输出伤情判定结果。

[0031] 1、图像灰度化处理

[0032] 在进行轮廓提取之前,必须进行预处理。图像预处理的任務就是抑制噪声,增强细节,改善图像质量,为特征提取等后续处理提供一幅高信噪比的优质图像。B超图像存在着噪声大,灰阶少,对比度差等不足,而且常出现回声失落等现象,导致轮廓残缺不全,因此,对预处理提出了较高的要求。我们在现有算法的基础上进行改造、创新,经反复的实验分析,找到了较适合于B超图像的预处理方法。在实际运用中,采用的方法是对原始的B超图像先进行保持边缘的平滑化滤波,再进行直方图均衡化增强,这样能很好地完成图像预处理的任務。实践证明,该处理方法能为轮廓提取提供一幅好的数字图像。预处理的第一步就是

对图像进行灰度化处理。

[0033] 1.1. 基本原理与实现方法

[0034] 将彩色图像转化成为灰度图像的过程称为图像的灰度化处理。彩色图像中的每个像素的颜色有R、G、B三个分量决定,而每个分量有255个中值可取,这样一个像素点可以有1600多万(255×255×255)的颜色的变化范围。而灰度图像是R、G、B三个分量相同的一种特殊的彩色图像,其中一个像素点的变化范围为255种,所以在数字图像处理中一般先将各种格式的图像转变成灰度图像以使后续的图像的计算量变得少一些。灰度图像的描述与彩色图像一样仍然反映了整幅图像的整体和局部的色度和亮度等级的分布和特征。

[0035] 在RGB模型中,如果R=G=B时,则彩色表示一种灰度颜色,其中R=G=B的值叫做灰度值。因此,灰度图像每个像素只需一个字节存放灰度值(又称强度值、亮度值),灰度范围为0-255。图像的灰度化处理,一般有以下三种设计方案:

[0036] (1) 加权平均法

[0037] 根据重要性及其它指标,将三个分量以不同的权值进行加权平均。由于人眼对绿色的敏感最高,对蓝色敏感最低,因此,对RGB三分量进行加权平均能得到较合理的灰度图像。

[0038] 根据重要性及其它指标,将R、G、B三个分量以不同的权值进行加权平均。由于人眼对绿色的敏感度最高,对蓝色敏感度最低。因此,我们可以按下式,对RGB三分量进行加权平均能得到较合理的灰度图像。

[0039]  $f(i, j) = 0.30R(i, j) + 0.59G(i, j) + 0.11B(i, j)$

[0040] (2) 平均值法

[0041] 求出每个像素点的R、G、B三个分量的平均值,然后将彩色图像中的这个平均值赋予给这个像素的三个分量。

[0042] 将彩色图像中的R、G、B三个分量的亮度求简单的平均值,将得到均值作为灰度值输出而得到灰度图。其表达式见下式:

[0043]  $f(i, j) = (R(i, j) + G(i, j) + B(i, j)) / 3$

[0044] (3) 最大值法

[0045] 将彩色图像中的三分量亮度的最大值作为灰度图的灰度值。

[0046] 将彩色图像中的R、G、B三个分量中亮度的最大值作为灰度图的灰度值。其表达式见下式:

[0047]  $f(i, j) = \max(R(i, j), G(i, j), B(i, j))$

[0048] 我们对原始图像灰度化处理采用的是加权平均法。

[0049] 2、图像去噪

[0050] 现代医学B超图像,其图像在形成过程中由于受到X射线源固有噪声、量子涨落、电子光学系统成像噪声、机械噪声、信道噪声及在成像链中其它组合元件带入噪声的影响,特别是当波长与照射物体表面粗糙度相当时,就会产生斑点噪声,这一现象可以用随机散射模型来解释。这些噪声的存在可使获得的图像不清晰,尤其是掩盖和降低了图像某些细节信息,为以后的图像识别及病情诊断造成不利的影响。因此,为了抑制这些噪声,改善图像质量,必须对图像进行降噪处理。本部分针对脂肪瘤B超图像分别采用中值滤波、自适应滤波和小波阈值降噪处理这三种方法,对同一图像进行了处理,并对三种方法的效果作了

比。

[0051] 2.1三种降噪方法的原理

[0052] 2.1.1中值滤波法

[0053] 对受到噪声污染的图像降噪可以采用线性滤波,但多数线性滤波是低通滤波,在去除噪声的同时也使图像的边缘变的模糊,丢失了有用信息,而中值滤波是一种非线性滤波,它可以去除图像中的脉冲噪声和椒盐噪声,同时可以保护图像边缘不被模糊。

[0054] 中值滤波的基本原理是把数字图像中一点的值用该点的一个领域的各点值的中值代替.其基本技术思路是对窗口内的所有像素灰度进行排序,取排序结果的中值作为原窗口中心点处像素的灰度.它的工作步骤如下:

[0055] 1) 将模板在图中游走,并将模板中心与图中某个像素位置重合;

[0056] 2) 读取模板下各对应像素的灰度值;

[0057] 3) 将这些灰度值从小到大排列成一列;

[0058] 4) 找出这些值里排在中间的一个;

[0059] 5) 将这个中间值赋给对应模板中心位置的像素.

[0060] 由此可以看出,中值滤波器的主要功能就是让与周围像素灰度值的差比较大的像素改取与周围像素值接近的值,从而可以消除孤立的噪声点.

[0061] 2.1.2自适应滤波法

[0062] 中值滤波法降噪是在整幅图像中应用相同的模板.但是在医学B超图像中,不同区域内图像性质不同,且其叠加的噪声幅度也不尽相同,故应根据图像的局部区域特性自动选择相应的滤波器模板,这种滤波器称为自适应滤波器。

[0063] 由于在医学B超图像中,在出现边界或其它突变结构时,灰值变化较大,从而其方差较大,而噪声方差较小,同时此时由于为有用信息,故应以保持信号为主.而在灰值均匀分布的区域,其方差主要由噪声决定,而噪声方差较小,故此时应以去噪为主.据此可以设计自适应滤波器.它的技术思路为:

[0064] 估计每个像素的局部区域的均值和方差

[0065] 由上面的滤波公式可以看出,那些方差很接近噪声方差的区域将被本局部区域的均值替代(消除了噪声),而那些方差与噪声方差相似度较小的区域几乎不参加滤波运算(保留有用信息),具有自适应性。

[0066] 2.1.3小波阈值降噪法

[0067] 图像的小波阈值降噪法是众多图像去噪方法的佼佼者,它利用图像小波分解后,各个子带图像的不同特性,在小波变换的不同尺度上选取不同的阈值,从而达到较好的去噪效果.其处理方法有两种:

[0068] ①将小于某一阈值的小波系数以0代替并将大于阈值的值减去阈值作为新的小波系数值,这就是所谓的软阈值;

[0069] ②直接将小于阈值的小波系数用0代替,而大于阈值的不予处理,就是硬阈值.然后用经过处理后的小波系数重建图像,便得到经过滤除噪声后的图像。

[0070] 实现步骤为:

[0071] 1) 对原始图像进行小波变换;

[0072] 2) 计算各个高分辨率子带图像的去噪阈值:

[0073] 3) 对小波系数进行阈值去噪,

[0074] 4) 进行小波反变换,得到去噪后的图像.

[0075] 一般,在小尺度上,采用软阈值方法降噪,这是因为噪声集中在小尺度上,而采用软阈值可以使其收缩,使其在重建图像里所占的比例减小,这样最大限度的减小了噪声的影响.反之,在大尺度上,由于噪声的成分相对较小,所以大于阈值的小波系数可以保留不变,这样图像的特征就不会因为小波压缩而被削弱。

[0076] 3. 图像二值化处理

[0077] 3.1 二值化基本原理

[0078] 图像的二值化处理就是讲图像上的点的灰度置为0或255,也就是讲整个图像呈现出明显的黑白效果。即将256个亮度等级的灰度图像通过适当的阈值选取而获得仍然可以反映图像整体和局部特征的二值化图像。在数字图像处理中,二值图像占有非常重要的地位,特别是在实用的图像处理中,以二值图像处理实现而构成的系统是很多的,要进行二值图像的处理与分析,首先要把灰度图像二值化,得到二值化图像,这样子有利于再对图像做进一步处理时,图像的集合性质只与像素值为0或255的点的位置有关,不再涉及像素的多级值,使处理变得简单,而且数据的处理和压缩量小。为了得到理想的二值图像,一般采用封闭、连通的边界定义不交叠的区域。所有灰度大于或等于阈值的像素被判定为属于特定物体,其灰度值为255表示,否则这些像素点被排除在物体区域以外,灰度值为0,表示背景或者例外的物体区域。如果某特定物体在内部有均匀一致的灰度值,并且其处在一个具有其他等级灰度值的均匀背景下,使用阈值法就可以得到比较的分割效果。如果物体同背景的差别表现不在灰度值上(比如纹理不同),可以将这个差别特征转换为灰度的差别,然后利用阈值选取技术来分割该图像。动态调节阈值实现图像的二值化可动态观察其分割图像的具体结果。

[0079] 3.2 实现程序及分析

```
[0080] level=graythresh(I2);%利用大津法求分割阈值
```

```
[0081] c=im2bw(I2,level);%利用大津法求得的阈值进行图像二值化
```

```
[0082] subplot(2,2,1);
```

```
[0083] imshow(c);
```

```
[0084] title('截图后二值化');
```

```
[0085] level=graythresh(k1);
```

```
[0086] c=im2bw(k1,level);
```

```
[0087] subplot(2,2,2);
```

```
[0088] imshow(c);
```

```
[0089] title('中值滤波图像二值化');
```

```
[0090] level=graythresh(k2);
```

```
[0091] c=im2bw(k2,level);
```

```
[0092] subplot(2,2,3);
```

```
[0093] imshow(c);
```

```
[0094] title('自适应滤波图像二值化');
```

```
[0095] level=graythresh(k3);
```

```
[0096] c=im2bw(k3,level);
```

```
[0097] subplot(2,2,4);
```

```
[0098] imshow(c);10
```

```
[0099] title('小波降噪图像二值化');
```

[0100] 程序中先用graythresh计算阈值,然后调用im2bw(i,阈值),要自己定阈值就用im2bw(A,level),这里level在(0,1)之间。

[0101] 5、图像增强

[0102] 在图像的产生、传输和变换过程中,由于多种因素的影响,往往使图像与原始景物之间或者与原始图像之间产生某些差异。这中差异称为变劣或退化。图像的变劣使从图像中获取各种信息造成困难和不便。因此,有必要对变劣的图像进行恰当的处理,使处理后的图像更适合于入眼观察或有利用于从图像提取信息。这种处理称为图像增强处理。图像增强处理的过程是一个选择、对比的过程,通过运用多种增强处理,观察效果。从中选出最适合的处理方法。

[0103] 从处理手段来讲,图像增强处理可分为空域法和频域法两种。主要内容包括:直方图修改处理,图像平滑.图像锐化等。图像增强可分成两大类:频率域法和空间域法。前者把图像看成一种二维信号,对其进行基于二维傅里叶变换的信号增强。采用低通滤波(即只让低频信号通过)法,可去掉图中的噪声;采用高通滤波法,则可增强边缘等高频信号,使模糊的图片变得清晰。具有代表性的空间域算法有局部求平均值法和中值滤波(取局部邻域中的中间像素值)法等,它们可用于去除或减弱噪声。我们采用直方图的图像处理。

[0104] 灰度直方图(histogram)是灰度级的函数,它表示图像中具有每种灰度级的像素的个数,反映图像中每种灰度出现的频率。

[0105] 设变量r代表图像中像素灰度级。在图像中,像素的灰度级可作归一化处理,这样,r的值将限定在下述范围之内: $0 \leq r \leq 1$ 。

[0106] 在灰度级中,r=0代表黑,r=1代表白。对于一幅给定的图像来说,每一个像素取得[0,1]区间内的灰度级是随即的,也就是说r是一个随即变量。假定对每一瞬间它们是连续的随即变量,那么,就可以用概率密度函数 $p_r(r)$ 来表示原始图像的灰度分布。如果用直角坐标系的横轴代表灰度级r,用纵轴代表灰度级的概率密度函数 $p_r(r)$ ,这样就可以针对一幅图像在这个坐标系中作一条曲线来。这条曲线在概率论中就是分布密度曲线

[0107] 5.1直方图均衡化

[0108] 直方图均衡化是图像增强中点运算的一种最常用的直方图修正法。其实质是减少图像的灰度等级以换取对比度的扩大。他把给定图像的直方图分布改造成均匀直方图分布,其本质是扩大了量化间隔,减少量化级别。因此,会出现这样的效果,原来灰度不同的像素经处理后可能变为相同,形成了一片相同灰度的区域;各区域之间有明显的边界,出现伪轮廓,图像的对比度增加。但是由于在均衡化过程中,原直方图上频数较少的灰度级被并入少数几个或一个灰度级,对应的图像部分将得不到增强。直方图均衡化处理的中心思想是把原始图像的灰度直方图,从比较集中的某个灰度区间变成在全部灰度范围内的均匀分布。

[0109] 实现程序及分析:

```
[0110] %直方图均衡化
```

```
[0111] I3=histeq(I2);
[0112] subplot(2,2,1),imshow(I2);
[0113] title('原始B超图象');
[0114] subplot(2,2,2),imshow(I3);
[0115] title('直方图均衡化后的B超图象');
[0116] subplot(2,2,3),imhist(I2,64);
[0117] title('原始图象直方图');
[0118] subplot(2,2,4),imhist(I3,64);
[0119] title('均衡化后直方图');
```

#### [0120] 5.2直方图规定化

[0121] 直方图规定化,就是通过一个灰度映像函数,将原灰度直方图改造成所希望的直方图。所以,直方图修正的关键就是灰度映像函数。

[0122] 直方图匹配方法主要有3个步骤(这里设M和N分别为原始图和规定图中的灰度级数,且只考虑 $N \leq M$ 的情况):首先,对原始图的直方图进行灰度均衡化;其次,规定需要的直方图,并计算能使规定的直方图均衡化的变换;最后,将第1个步骤得到的变换反转过来,即将原始直方图对应映射到规定的直方图,也就是将所有 $pf(f_i)$ 对应到 $pu(u_j)$ 去。

[0123] 实现程序及分析:

```
[0124] [M,N]=size(I2);
[0125] hgarm=0:255;
[0126] I4=histeq(I2,hgarm);
[0127] subplot(2,2,1);imshow(I2);title('原图像');
[0128] subplot(2,2,2);,imhist(I2);title('原直方图');
[0129] subplot(2,2,3);imshow(I4);title('规定化后的图像');
[0130] subplot(2,2,4);imhist(I4);title('规定化后的直方图');
```

#### [0131] 5.3两种方法的对比

[0132] 直方图均衡化:自动增强、效果不易控制、总得到全图增强的结果;直方图规定化:有选择地增强、须给定需要的直方图、可特定增强的结果。

#### [0133] 6. 边缘提取

[0134] 边缘是图像的最重要的特征,边缘是指周围像素灰度有阶跃变化或屋顶变化的那些像素的集合。边缘检测主要是灰度变化的度量、检测和定位。有很多种不同的边缘检测方法,同一种方法使用的滤波器也不尽相同。图像边缘检测就是研究更好的边缘检测方法和检测算子。经典的边缘提取算法是考察图像的每一个像素在某个领域内灰度的变化,利用边缘邻近的一阶或二阶方向导数的变化规律,用简单的方法检测边缘。

[0135] 边缘检测的基本思想首先是利用边缘增强算子,突出图像中的局部边缘,然后定义像素的“边缘强度”,通过设置阈值的方法提取边缘点集。由于噪声和模糊的存在,监测到的边界可能会变宽或在某点处发生间断。因此,边界检测包括两个基本内容:(一)用边缘算子提取出反映灰度变化的边缘点集;(二)在边缘点集合中剔除某些边界点或填补边界间断点,并将这些边缘连接成完整的线

[0136] 常用的检测算子有微分算子、拉普拉斯高斯算子和canny算子。

[0137] 这里通过MATLAB工具箱提供的edge()函数针对sobel算子、Roberts算子、Laplacian of Gaussian(Log)算子、prewitt算子和canny算子实现B超图像检测边缘的功能。

#### [0138] 6.1Sobel算子

[0139] Sobel算子具有较好的边缘锐化效果而且受噪音的影响较小。当使用的邻域较大时,抗噪音的效果会很好,但这要增加计算量,而且得出的边缘也较粗。Sobel算子是滤波算子的形式来提取边缘。X,Y方向各用一个模板,两个模板组合起来构成1个梯度算子。X方向模板对垂直边缘影响最大,Y方向模板对水平边缘影响最大。

#### [0140] 6.2Roberts算子

[0141] Roberts算子:是一种利用局部差分算子寻找边缘的算子。Robert算子是一种梯度算子,它用交叉的差分表示梯度,是一种利用局部差分算子寻找边缘的算子,对具有陡峭的低噪声的图像效果最好:

#### [0142] 6.3prewitt算子

[0143] prewitt算子是加权平均算子,对噪声有抑制作用,但是像素平均相当于对图像进行地同滤波,所以prewitt算子对边缘的定位不如robert算子。

[0144] 实现程序及分析:

```
[0145] esobel=edge(I2,'sobel');
```

```
[0146] erob=edge(I2,'roberts');
```

```
[0147] eprew=edge(I2,'prewitt');
```

```
[0148] subplot(2,2,1);
```

```
[0149] imshow(I2);
```

```
[0150] title('前期处理图像');
```

```
[0151] subplot(2,2,2);
```

```
[0152] imshow(esobel);title('sobel算子提取');
```

```
[0153] subplot(2,2,3);
```

```
[0154] imshow(erob);title('roberts算子提取');
```

```
[0155] subplot(2,2,4);
```

```
[0156] imshow(eprew);title('prewitt算子提取');
```

[0157] 6.4Laplacian算子拉普拉斯高斯算子是一种二阶导数算子,将在边缘处产生一个陡峭的零交叉。前面介绍的几种梯度法具有方向性,不能对各种走向的边缘都具有相同的增强效果。但是Laplacian算子是各向同性的,能对任何走向的界线和线条进行锐化,无方向性。这是拉普拉斯算子区别于其他算法的最大优点。

[0158] 在图像边缘检测中,为了运算方便,函数的拉普拉斯高斯算子也是借助模板来实现的。其模板有一个基本要求:模板中心的系数为正,其余相邻系数为负,所有系数的和应该为零。

#### [0159] 6.5Canny边缘检测法

[0160] Canny边缘检测是一种比较新的边缘检测算子,具有很好的边缘监测性能,在图像处理中得到了越来越广泛的应用。它依据图像边缘检测最优准则设计canny边缘检测算法。

[0161] 实现程序及分析:

```
[0162]   eIog=edge (I2, 'log');  
[0163]   eCanny=edge (I2, 'canny');  
[0164]   imshow(eIog);title('log算子提取');  
[0165]   subplot(1,2,1);  
[0166]   imshow(eIog);title('log算子提取');  
[0167]   subplot(1,2,2);  
[0168]   imshow(eCanny);title('canny算子提取');  
[0169]   6.6边缘检测结果比较
```

[0170] (1) Roberts算子检测方法对具有陡峭的低噪声的图像处理效果较好,但是利用Roberts算子提取边缘的结果是边缘比较粗,因此边缘的定位不是很准确。

[0171] (2) Sobel算子检测方法对灰度渐变和噪声较多的图像处理效果较好,Sobel算子对边缘定位不是很准确,图像的边缘不止一个像素。

[0172] (3) Prewitt算子检测方法对灰度渐变和噪声较多的图像处理效果较好。但边缘较宽,而且间断点多。

[0173] (4) Laplacian算子法对噪声比较敏感,所以很少用该算子检测边缘,而是用来判断边缘像素视为与图像的明区还是暗区。

[0174] (5) Canny方法不容易受噪声干扰,能够检测到真正的弱边缘。优点在于,使用两种不同的阈值分别检测强边缘和弱边缘,并且当弱边缘和强边缘相连时,才将弱边缘包含在输出图像中。

[0175] 得到的超声图像经过处理后,进行resize处理,即图像尺寸标准化,将所得图像尺寸同意处理为标准尺寸,机器算法通过计算图像中的血管曲张程度或者伤口区域图像信息,判断患者伤势情况。

[0176] 应当认识到,本发明的实施例可以由计算机硬件、硬件和软件的组合、或者通过存储在非暂时性计算机可读存储器中的计算机指令来实现或实施。所述方法可以使用标准编程技术—包括配置有计算机程序的非暂时性计算机可读存储介质在计算机程序中实现,其中如此配置的存储介质使得计算机以特定和预定义的方式操作——根据在具体实施例中描述的方法和附图。每个程序可以以高级过程或面向对象的编程语言来实现以与计算机系统通信。然而,若需要,该程序可以以汇编或机器语言实现。在任何情况下,该语言可以是编译或解释的语言。此外,为此目的该程序能够在编程的专用集成电路上运行。

[0177] 此外,可按任何合适的顺序来执行本文描述的过程的操作,除非本文另外指示或以其他方式明显地与上下文矛盾。本文描述的过程(或变型和/或其组合)可在配置有可执行指令的一个或多个计算机系统的控制下执行,并且可作为共同地在一个或多个处理器上执行的代码(例如,可执行指令、一个或多个计算机程序或一个或多个应用)、由硬件或其组合来实现。所述计算机程序包括可由一个或多个处理器执行的多个指令。

[0178] 进一步,所述方法可以在可操作地连接至合适的任何类型的计算平台中实现,包括但不限于个人电脑、迷你计算机、主框架、工作站、网络或分布式计算环境、单独的或集成的计算机平台、或者与带电粒子工具或其它成像装置通信等等。本发明的各方面可以以存储在非暂时性存储介质或设备上的机器可读代码来实现,无论是可移动的还是集成至计算平台,如硬盘、光学读取和/或写入存储介质、RAM、ROM等,使得其可由可编程计算机读取,当

存储介质或设备由计算机读取时可用于配置和操作计算机以执行在此所描述的过程。此外,机器可读代码,或其部分可以通过有线或无线网络传输。当此类媒体包括结合微处理器或其他数据处理器实现上文所述步骤的指令或程序时,本文所述的发明包括这些和其他不同类型的非暂时性计算机可读存储介质。当根据本发明所述的方法和技术编程时,本发明还包括计算机本身。

[0179] 计算机程序能够应用于输入数据以执行本文所述的功能,从而转换输入数据以生成存储至非易失性存储器的输出数据。输出信息还可以应用于一个或多个输出设备如显示器。在本发明优选的实施例中,转换的数据表示物理和有形的对象,包括显示器上产生的物理和有形对象的特定视觉描绘。

[0180] 以上所述,只是本发明的较佳实施例而已,本发明并不局限于上述实施方式,只要其以相同的手段达到本发明的技术效果,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明保护的范围之内。在本发明的保护范围内其技术方案和/或实施方式可以有各种不同的修改和变化。

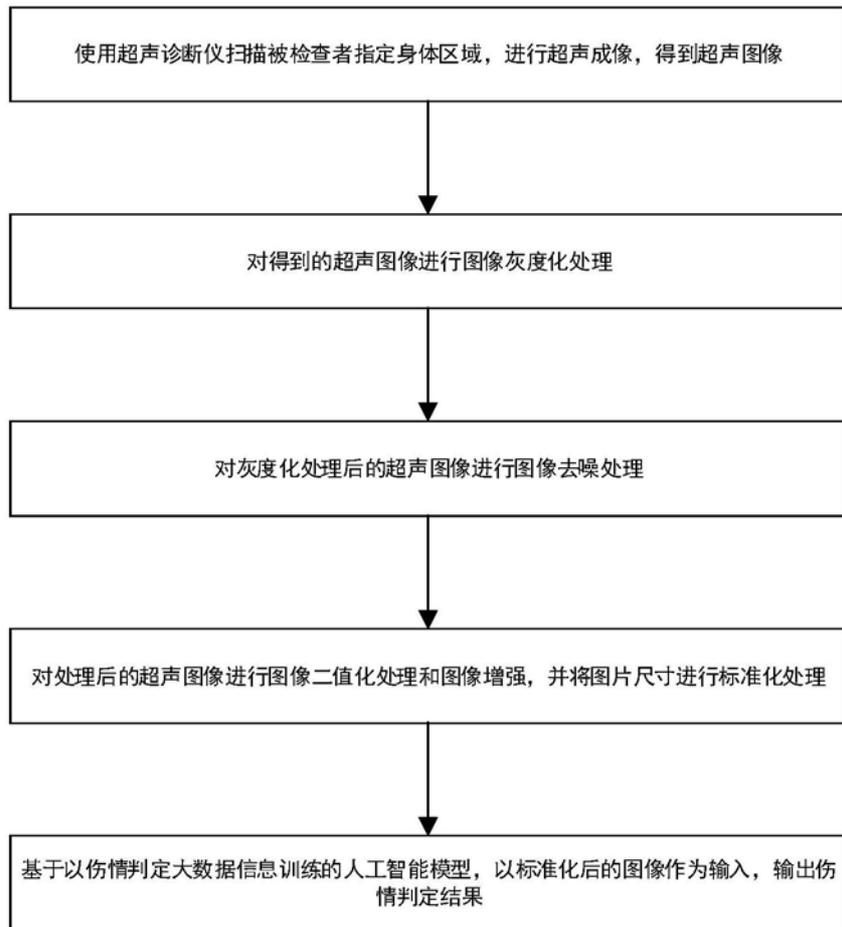


图1

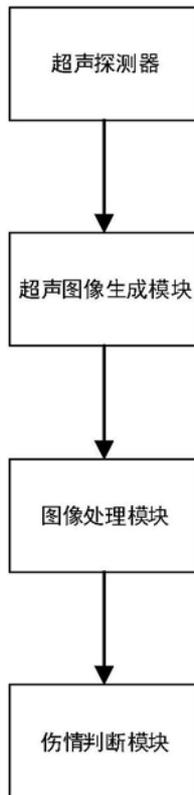


图2