



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102895003 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 28

(21) 申请号 201110212659. X

夏明锋 等. 《无创伤性诊断非酒精脂肪肝的方法学进展》. 《中华内分泌代谢杂志》. 2010, 第26卷(第7期), 623-626.

(22) 申请日 2011. 07. 27

审查员 高瑞玲

(73) 专利权人 复旦大学附属中山医院  
地址 200032 上海市徐汇区枫林路 180 号

(72) 发明人 高鑫 颜红梅 夏明锋 常薪霞  
卞华 曾蒙苏 饶圣祥 姚秀忠  
何婉媛

(74) 专利代理机构 上海一平知识产权代理有限公司 31266

代理人 祝莲君 雷芳

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1723856 A , 2006. 01. 25, 摘要, 说明书第 3 页第 7-11 行, 图 1.

US 2007/0167784 A1 , 2007. 07. 19, 说明书第 140 段.

US 6251074 B1 , 2001. 06. 26, 全文.

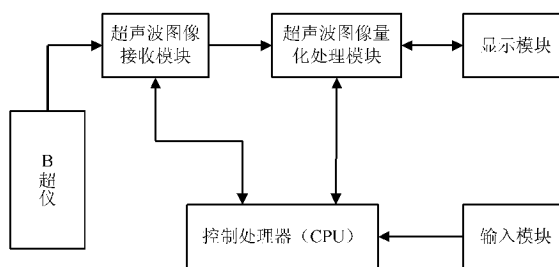
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种超声波图像量化诊断系统

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波图像量化诊断系统及其信号处理方法, 所述的系统包括 :B 超仪, 所述 B 超仪用于产生超声波并获得超声波图像 ; 超声波图像量化处理器, 所述处理器用于对获得的超声波图像进行量化处理, 并得出肝脏中脂肪含量 ; 其中, 所述的超声波图像量化处理器包括 : 超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、输入模块和显示模块。本发明超声波图像量化诊断系统及其信号处理方法能够定量测定肝脏等器官中脂肪含量, 具有经济、简便、快速等优点。



1. 一种超声波图像量化诊断系统,其特征在于,包括:

B 超仪,所述 B 超仪用于产生超声波并获得超声波图像;

超声波图像量化处理器,所述处理器用于对获得的超声波图像进行量化处理,并得出肝脏中脂肪含量;

其中,所述的超声波图像量化处理器包括:超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、输入模块和显示模块;

其中,所述的超声图像量化处理器通过应用以下任一关系式而确定肝脏脂肪含量:

$$H = A_1 \times R_1 - C_1; \text{或}$$

$$H = A_2 \times R_1 + B_2 \times R_2 - C_2;$$

其中,H 为用%表示的肝脏脂肪含量, $R_1$ 为肝肾回声比值, $R_2$ 为肝脏回声衰减率, $A_1$ 、 $A_2$ 、 $B_2$ 、 $C_1$ 、 $C_2$ 均为系数参数;

并且  $R_1$ 为标化的肝肾回声比值,而  $R_2$ 为标化的肝脏回声衰减率;

并且所述的系数  $A_1$ 为 60 ~ 80 ;所述的系数  $C_1$ 为 30 ~ 40。

2. 根据权利要求 1 所述的诊断系统,其特征在于,所述控制处理器用于控制超声波图像接收模块和超声波图像量化处理模块;和/或

所述的 B 超仪和超声波图像量化处理器通过数据接口进行通信。

3. 根据权利要求 1 所述的诊断系统,其特征在于,所述输入模块、超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、显示模块依次或相互连接。

4. 根据权利要求 1 所述的诊断系统,其特征在于,超声波图像量化处理器还包括 3D 腹部超声标准化模块,所述 3D 腹部超声标准化模块用于校正不同 B 超仪之间超声定量参数测定值的差异。

5. 根据权利要求 1 所述的诊断系统,其特征在于,所述的超声图像量化处理器通过应用以下关系式而确定肝脏脂肪含量:

$$H = A_2 \times R_1 + B_2 \times R_2 - C_2;$$

其中,H 为用%表示的肝脏脂肪含量, $R_1$ 为肝肾回声比值, $R_2$ 为肝脏回声衰减率, $A_2$ 、 $B_2$ 、 $C_2$ 均为系数参数。

6. 根据权利要求 5 所述的诊断系统,其特征在于,标化的肝肾回声比值和标化的肝脏回声衰减率用以下公式确定:

$F_1 = 3D$  腹部超声标准化模块模拟肝脏测量区的平均灰阶强度 /  $3D$  腹部超声标准化模块模拟肾脏测量区的平均灰阶强度;

$F_2 = (\ln 3D$  腹部超声标准化模块模拟肝脏近场测量区平均灰阶强度  $- \ln 3D$  腹部超声标准化模块模拟肝脏远场测量区平均灰阶强度) / ( 取样框间距离  $\times$  探头频率 );

标化的肝肾回声比值 = 某 B 超仪实测受试者的肝肾回声比值  $\div F_1$ ;

标化的肝回声衰减率 = 某 B 超仪实测受试者的肝区回声衰减率  $- F_2$ 。

7. 根据权利要求 1-6 中任一所述的诊断系统,其特征在于,所述的系数  $A_2$ 为 60 ~ 70 ;所述的系数  $B_2$ 为 150 ~ 170 ;所述的系数  $C_2$ 为 20 ~ 30。

8. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其特征在于,当  $R_1$ 为标化的肝肾回声比值,而  $R_2$ 为标化的肝脏回声衰减率时,所述的系数  $A_1$ 为 73.624 ;所述的系数  $C_1$ 为 35.808 ;或

所述的系数  $A_2$ 为 62.592 ;所述的系数  $B_2$ 为 168.076 ;所述的系数  $C_2$ 为 27.863。

## 一种超声波图像量化诊断系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学和检测领域,更具体地,涉及一种超声波图像量化诊断系统及其超声波图像信号处理方法。

### 背景技术

[0002] 随着现代生活方式的改变,肥胖与非酒精性脂肪肝性肝病 (nonalcoholic fatty liver disease, NAFLD) 的患病率逐渐增加,并成为影响人们健康的常见疾病。NAFLD 是西方国家最常见的慢性肝病,影响了 30% 的成人及 38% 的肥胖儿童。我国报道的上海市市区成年人中经 B 超检测的 NAFLD 患病率为 15.35%。

[0003] NAFLD 与代谢综合征 (MS) 及糖代谢异常 / 糖尿病密切相关,国外研究报道,NAFLD 患者中约 1/3 伴有 MS,无糖尿病史的 NAFLD 患者经 OGTT 试验发现 44% 存在糖代谢异常,其中约 33% 为糖尿病。国外多个前瞻性研究发现脂肪肝可以预测 2 型糖尿病的发生,肝酶增高是预测 2 型糖尿病的独立危险因素。NAFLD 不仅仅已成为代谢综合征的重要组分,而且是 2 型糖尿病的高危人群。因此加强对 NAFLD 的研究对防治代谢性疾病具有重要意义。

[0004] 脂肪肝研究的一个关键环节是肝脏脂肪的定量,从而可以对肝脏脂肪含量与各代谢指标之间进行量化分析,确定干预措施的疗效。

[0005] 诊断和评价 NAFLD 疗效的金标准是肝穿刺病理诊断方法,将肝脏脂肪含量 > 5% 定义为脂肪肝。但这一方法的有创性及不能反映肝脏病变的全貌限制了在临床及人群研究中的广泛应用。

[0006] 影像学检查如普通 B 超,是非定量研究,对低于 30% 的脂肪变性的程度不敏感,一般仅用于对脂肪肝进行定性,而且受检查者主观影响较大,无法用于脂肪含量的定量检测。

[0007] 目前,常规的肝脏脂肪定量检测方法是 CT 半定量方法,该方法价格适中、比较客观,但存在 CT 值测定的飘移及对肝脏脂肪检测不敏感等缺陷,且存在暴露于放射线的担忧。

[0008] 国外自 1994 年开始应用质子磁共振波谱 (1H MRS) 方法无创性精确测定肝脏脂肪含量,被认为是无创测量肝脏脂肪含量的“金标准”,使得 NAFLD 的研究取得了长足的进展。目前,国外已经连续报道应用该方法进行 NAFLD 诊断和治疗评价研究。然而,由于质子磁共振波谱检查多集中在三级医院,此方法不能在基层医院普及,且质子磁共振波谱检查费用高,检查时间相对较长。

[0009] 另一些对肝脏脂肪含量进行定量分析的方法包括:

[0010] 背向散射信号检查技术:背向散射信号产生的基础为组织中的细微结构,包括大分子物质和胶原分子等,病变时组织结构的微细变化如积累的脂质,炎症细胞浸润,增生的纤维组织等均可成为良好的散射源致使背向散射积分 (integrated backscatter, IBS) 发生改变。单纯轻度脂肪肝细胞内脂滴较小、数量少,肝实质 IBS 无明显变化;随着肝细胞内脂肪累积,可导致散射体浓度、大小改变,散射体与周围组织声阻抗发生变化,致使 IBS 值增高。背向散射信号检查技术可对脂肪肝量化诊断,但这需要特定的诊断仪或是外接设备。

[0011] 彩色多普勒技术：脂肪肝患者一般存在血流动力学改变，可通过测定脂肪肝的血流动力学变化分析其与脂肪肝程度的关系，包括门静脉的搏动指数（VPI）、平均血流速度（MFV）、最大流速（Vmax）和最小流速（Vmin），肝动脉的收缩期峰值血流速度（PSV）、舒张末期血流速度（EDV）及阻力指数（RI）等，但是这些参数均是间接反映肝脏脂肪积聚的指标，准确性需要进一步验证。

[0012] 综上所述，本领域尚缺乏经济、简便、快速地定量测定肝脏等器官中脂肪含量的技术。因此，本领域迫切需要寻找开发经济、简便、快速地定量测定肝脏等器官中脂肪含量的方法和系统。

## 发明内容

[0013] 本发明的目的就是提供一种经济、简便、快速地定量测定肝脏等器官中脂肪含量的方法和系统。

[0014] 在本发明的第一方面，提供了一种超声波图像量化诊断系统，包括：

[0015] B超仪，所述B超仪用于产生超声波并获得超声波图像；

[0016] 超声波图像量化处理器，所述处理器用于对获得的超声波图像进行量化处理，并得出肝脏中脂肪含量；

[0017] 其中，所述的超声波图像量化处理器包括：超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、输入模块和显示模块。

[0018] 在另一优选例中，所述控制处理器用于控制超声波图像接收模块和超声波图像量化处理模块；和/或

[0019] 所述的B超仪和超声波图像量化处理器通过数据接口进行通信。

[0020] 在另一优选例中，所述输入模块、超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、显示模块依次或相互连接。

[0021] 在另一优选例中，超声波图像量化处理器还包括3D腹部超声标准化模块，所述3D腹部超声标准化模块用于校正不同B超仪之间超声定量参数测定值的差异。

[0022] 在另一优选例中，所述的超声图像量化处理器通过应用以下任一关系式而确定肝的脂肪含量：

[0023]  $H = A_1 \times R_1 - C_1$ ；或

[0024]  $H = A_2 \times R_1 + B_2 \times R_2 - C_2$ ；

[0025] 其中，H为肝脏脂肪含量（%）， $R_1$ 为肝肾回声比值， $R_2$ 为肝脏回声衰减率， $A_1$ 、 $A_2$ 、 $B_2$ 、 $C_1$ 、 $C_2$ 均为系数参数。

[0026] 在另一优选例中， $R_1$ 为标化的肝肾回声比值，而 $R_2$ 为标化的肝脏回声衰减率。

[0027] 在另一优选例中，当 $R_1$ 为标化的肝肾回声比值，而 $R_2$ 为标化的肝脏回声衰减率时，所述的系数 $A_1$ 为60～80，较佳地为73.624；所述的系数 $C_1$ 为30～40，较佳地为35.808；或

[0028] 所述的系数 $A_2$ 为60～70，较佳地为62.592；所述的系数 $B_2$ 为150～170，较佳地为168.076；所述的系数 $C_2$ 为20～30，较佳地为27.863。

[0029] 在本发明的第二方面，提供一种超声波图像信号处理方法，包括以下步骤：

[0030] (a) 用B超仪获得受检测的对象的肝右叶肋间切面及肝右肾矢状切面超声波图

像；

[0031] (b) 对于所述的肝右叶肋间切面及肝右肾矢状切面超声波图像，计算其肝肾回声比值和任选的肝脏回声衰减率；和

[0032] (c) 基于肝肾回声比值和任选的肝脏回声衰减率，计算出受检测的对象的肝脏脂肪含量。

[0033] 在另一优选例中，在步骤 (a) 中使用频率为 3.5-5MHz 凸阵探头，并且测量深度设定在 15cm。

[0034] 在另一优选例中，调节超声仪器时间补偿增益于一固定水平，图像增益 (Gain) 调定至一固定水平，能清晰显示肝区和肾皮质区回声。

[0035] 在另一优选例中，在步骤 (b) 中包括：通过以下关系式确定肝脏回声比值  $R_1$  及肝脏回声衰减率  $R_2$ ；

[0036]  $R_1 = \text{肝内测量区的平均灰阶强度} / \text{同一深度肾内测量区的平均灰阶强度}$ ；

[0037]  $R_2 = (\ln \text{肝脏近场测量区平均灰阶强度} - \ln \text{肝脏远场测量区平均灰阶强度}) / (\text{取样框间距离} \times \text{探头频率})$

[0038] 式中，取样框间距离按厘米计；探头频率按 MHz 计。

[0039] 在另一优选例中，在步骤 (b) 中包括：通过 NIHimage 图像分析软件量化处理后，获得肝肾回声比值。

[0040] 在另一优选例中，在步骤 (c) 中用以下任一关系式确定肝脏的脂肪含量：

[0041]  $H = A_1 \times R_1 - C_1$ ；或

[0042]  $H = A_2 \times R_1 + B_2 \times R_2 - C_2$ ；

[0043] 其中，H 为肝脏脂肪含量 (%)， $R_1$  为肝肾回声比值， $R_2$  为肝脏回声衰减率， $A_1$ 、 $A_2$ 、 $B_2$ 、 $C_1$ 、 $C_2$  均为系数参数；

[0044] 在另一优选例中， $R_1$  为标化的肝肾回声比值，而  $R_2$  为标化的肝脏回声衰减率。

[0045] 在另一优选例中，当  $R_1$  为标化的肝肾回声比值，而  $R_2$  为标化的肝脏回声衰减率时，所述的系数  $A_1$  为 60 ~ 80，较佳地为 73.624；所述的系数  $C_1$  为 30 ~ 40，较佳地为 35.808；或

[0046] 所述的系数  $A_2$  为 60 ~ 70，较佳地为 62.592；所述的系数  $B_2$  为 150 ~ 170，较佳地为 168.076；所述的系数  $C_2$  为 20 ~ 30，较佳地为 27.863。

[0047] 在另一优选例中，在步骤 (c) 中用以下任一关系式确定肝脏的脂肪含量 (%)：

[0048]  $H = A_1 \times R_1 - C_1$ ；或

[0049]  $H = A_2 \times R_1 + B_2 \times R_2 - C_2$ ；

[0050] 式中， $A_1$  为 73.624； $C_1$  为 35.808；

[0051]  $A_2$  为 62.592； $B_2$  为 168.076； $C_2$  为 27.863。

[0052] 在另一优选例中，用以下公式确定标化所述肝肾回声比系数及标化所述肝回声衰减系数  $F_2$ ：

[0053]  $F_1 = \text{3D 腹部超声标准化模块模拟肝脏测量区的平均灰阶强度} / \text{3D 腹部超声标准化模块模拟肾脏测量区的平均灰阶强度}$ ；

[0054]  $F_2 = (\ln \text{3D 腹部超声标准化模块模拟肝脏近场测量区平均灰阶强度} - \ln \text{3D 腹部超声标准化模块模拟肝脏远场测量区平均灰阶强度}) / (\text{取样框间距离} \times \text{探头频率})$

[0055] 标化的肝肾回声比值 = 某 B 超仪实测受试者的肝肾回声比值  $\div F_1$ ;

[0056] 标化的肝回声衰减率 = 某 B 超仪实测受试者的肝区回声衰减率  $-F_2$ 。

[0057] 所述标化的肝肾回声比值及标化的肝回声衰减率可直接代入所述的任一关系式的  $R_1$  及  $R_2$  中。

[0058] 应理解,在本发明范围内中,本发明的上述各技术特征和在下文(如实施例)中具体描述的各技术特征之间都可以互相组合,从而构成新的或优选的技术方案。限于篇幅,在此不再一一累述。

## 附图说明

[0059] 图 1 是本发明一个实施方式的超声波图像量化诊断系统的示意图。

[0060] 图 2 是本发明另一个实施方式的超声波图像量化诊断系统的示意图。

[0061] 图 3 是本发明另一个实施方式的图像量化处理方法阶段流程图。

[0062] 图 4 是本发明另一个实施例的数据分析图。

[0063] 图 5 是本发明另一个实施例的数据分析图。

[0064] 图 6 是本发明另一个实施例的脂肪含量比较图。

## 具体实施方式

[0065] 本发明人经过广泛而深入的研究,首次建立了一种利用超声波图像量化系统定量测定肝脏中脂肪含量的方法。本发明方法通过对超声波图像量化处理,不仅可以特异性地测定肝脏脂肪含量,而且快速、简便、准确性高。在此基础上完成了本发明。

[0066] 下面结合附图,对本发明的具体实施方式作详细说明。

[0067] 如图 1 所示,本发明的一种超声波图像量化诊断系统包括: B 超仪,用于产生超声波并获得超声波图像;和超声波图像量化处理器,用于对获得的超声波图像进行量化处理,并得出肝脏脂肪含量;

[0068] 其中,超声波图像量化处理器包括:超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、输入模块和显示模块。

[0069] 超声波图像接收模块用于接收和采集超声波图像;超声波图像量化处理模块用于对超声图像特征的提取、肝脏回声比值及肝脏回声衰减率的计算、应用公式获得肝脏脂肪含量;控制处理器用于控制超声波图像接收模块和超声波图像量化处理模块。

[0070] 适用于本发明的 B 超仪(或超声波诊断仪)没有特别限制,可以是常规的或市售的各种 B 超仪。代表性的 B 超仪包括(但并不限于):使用 GE Vivid7 或 GE LOGIQ P5 型号超声诊断仪。

[0071] 通常,可使用频率为 3.5-5MHz 凸阵探头,测量深度(depth)设定在 15cm,调节超声仪器时间补偿增益于一固定水平,图像增益(Gain)调定至一固定水平,能清晰显示肝区和肾皮质区回声。

[0072] 取腹部超声下肝右叶肋间切面图像作直方图测量,取样框面积  $2.25\text{cm}^2$ 。第一个测量点选在近场近肝包膜处(约 5cm 深度),第二个测量点选在图像上第一个测量点沿声束传播方向的延长线上,深度约为 8-10cm。两个取样框内肝实质要求回声均匀,不含血管、胆管及局部回声增强或减弱的结构。记录两个测量点取样框内所测得的平均灰阶值和两个取样

点之间的距离,并计算衰减系数。

[0073] 将超声探头定位于右侧肋弓下腋前线水平,取肝右肾矢状切面超声图像,取图时保证肝肾区图像充分显示,不被肋骨投影所遮挡。肝区取 1.5\*1.5cm 的回声均匀区域作为肝区测量点,肾皮质区选取与肝区测量区统一深度的大小为 0.5\*0.5cm 的回声均匀区域作为肾区测量点,选取切面时尽量避开肝内的大血管、胆管及囊肿等结构,肾区注意避免肾盂对肾皮质区域的干扰,并计算肝肾回声比值。

[0074] 通过下述关系式而确定肝的脂肪含量(%):

[0075] 肝脏脂肪含量 =  $61.8 * \text{肝肾回声比值} + 25.6 * \text{肝脏回声衰减率} - 53.0$ 。

[0076] 如图 2 所示,为本发明的另一种实施方式,其结构与图 1 所示的本发明的第一种实施方式基本相同,其区别在于,除 B 超仪和超声波图像量化处理器之外,还包括 3D 腹部超声标准化模块,用于校正不同 B 超仪之间超声定量参数测定值的差异。

[0077] 本发明对于适用的 B 超仪(或超声波诊断仪)没有特别限制,可以是常规的或市售的各种 B 超仪。3D 腹部超声标准化模块主要作用为针对不同 B 超仪之间测量数值的差异,对差异数值进行标准化,得到标化的肝肾回声比值和标化的肝脏回声衰减率

[0078] 如图 3 所示,为本发明超声波图像信号处理方法的另一个实施例方式,其包括以下步骤:(a) 用 B 超仪获得受检测的对象的肝肾超声波图像;(b) 对于所述的肝肾超声波图像,计算其肝肾回声比值和任选的肝脏回声衰减率;和(c) 基于肝肾回声比值和任选的肝脏回声衰减率,计算出受检测的对象的肝脏脂肪含量。

[0079] 其中步骤(a)还包括:1. 调节 B 超仪参数,调节超声仪器时间补偿增益于一固定水平,确定使用频率为 3.5-5MHz 凸阵探头,并且测量深度设定在 15cm。图像增益(Gain) 调定至一固定水平,能清晰显示肝区和肾皮质区回声。2. 超声图像特征的提取:将超声探头定位于右侧肋弓的肋间隙,取肝右叶肋间切超声图像,分析测定肝脏衰减系数。患者取左侧卧位,将超声探头定位于右侧肋弓下腋前线水平,取肝右肾矢状切面超声图像,分析测定肝肾回声比值。

[0080] 其中步骤(b)还包括:用 NIHimage 图像分析软件做出:肝脏近场回声灰度直方图、肝脏远场回声灰度直方图,肝区回声灰度直方图、肾区回声灰度直方图,获得相应区域超声图像的平均灰阶强度。利用公式计算出肝脏回声衰减率和肝肾回声比值。

[0081] 其中步骤(c)包括:用以下任一优选的关系式确定肝脏的脂肪含量(%):

[0082] 肝脏脂肪含量 =  $73.624 * \text{标化肝肾回声比值} - 35.808$

[0083] 肝脏脂肪含量 =  $62.592 * \text{标化肝肾回声比值} + 168.076 * \text{标化肝脏回声衰减率} - 27.863$ 。

[0084] 本发明的主要优点包括:

[0085] (a) 能够对肝脏脂肪含量进行定量分析,对脂肪变性的程度较敏感。

[0086] (b) 人体无需暴露于放射线之下,具有安全、可靠、对人体无伤害等优点。

[0087] (c) 费用低廉、检查时间短,能够经济、简便、快速地定量测定肝脏等器官中脂肪含量。

[0088] 下面结合具体实施例,进一步阐述本发明。应理解,这些实施例仅用于说明本发明而并不用于限制本发明的范围。下列实施例中未注明具体条件的实验方法,通常按照常规条件,或按照制造厂商所建议的条件。除非另外说明,否则百分比和份数是重量百分比和重量

份数。

[0089] 实施例 1

[0090] 超声波法定量测定肝脏中脂肪含量

[0091] 采用结构如图 1 的系统,对 127 名内分泌科门诊及体检中心的就诊者(测试者)定量测定肝脏中脂肪含量,方法如下:

[0092] 1. 肝脏衰减系数图像采集和肝脏回声衰减率确定

[0093] 测试者取平卧位,将超声探头定位于右侧肋弓的肋间隙,取肝右叶肋间切超声图像。测量时探头长轴尽可能与肋间隙平行,避免将声束打到肋骨上。选取均匀显示肝脏实质的切面,避免血管或胆管干扰。

[0094] 对于采集的图像,利用 NIHimage 图像分析软件,图 4 所示的近场回声灰度直方图和远场回声灰度直方图,用以下公式计算出肝脏回声衰减率:

[0095] 肝脏回声衰减率 =  $(\ln \text{ 肝脏近场测量区平均灰阶强度} - \ln \text{ 肝脏远场测量区平均灰阶}$

[0096] 强度) / (取样框间距离 × 探头频率)

[0097] 其中,取样框间距离按厘米计;探头频率按 MHz 计。

[0098] 2. 肝肾回声比值图像采集和肝肾回声比值的确定

[0099] 测试者取左侧卧位,将超声探头定位于右侧肋弓下腋前线水平,取肝右肾矢状切面超声图像。选取的肝肾交界面宜位于图像的中央位置,以便充分暴露肝区和肾皮质区。此外,宜尽量避开肝内的大血管、胆管及肝内局部回声增强或减弱等结构或区域,肾区注意避免肾盂对肾皮质区域的干扰。

[0100] 一般,肝区至少要保证 1.5\*1.5cm 的回声均匀暴露区域,肾皮质区至少保证 0.5\*0.5cm 回声均匀暴露区域。此外,肝内与肾内感兴趣区宜基本处于同一深度。

[0101] 对于采集的图像,用 NIHimage 图像分析软件,获得图 5 所示的肝区回声灰度直方图和肾区回声灰度直方图,用以下公式计算出肝肾回声比值。

[0102]

$$\text{肝肾回声比值} = \frac{\text{肝内测量区的平均灰阶强度}}{\text{同一深度肾内测量区的平均灰阶强度}}$$

[0103] 3. 标化处理

[0104] 为了校正不同超声机器之间超声定量参数测定值的差异,使测定值在不同超声仪器间有可比性,可利用 3D 腹部超声标准化模块 (Model 057, CIRS, USA) 进行标化处理。

[0105] 即将 B 超仪测定的肝脏肝肾回声比值除以 3D 腹部超声标准化模块的模拟肝肾回声比值,实测肝脏回声衰减系数减去 3D 腹部超声标准化模块的模拟肝脏回声衰减系数,进而获得标化的肝脏肝肾回声比值与肝脏回声衰减系数。

[0106] 4. 对获得数据进行分析,得出以下任一计算公式:

[0107] 肝脏脂肪含量 (%) = 73.624 \* 标化肝肾回声比值 - 35.808

[0108] 肝脏脂肪含量 (%) = 62.592 \* 标化的肝肾回声比值 + 168.076 \* US 肝脏回声衰减率 - 27.863

[0109] 用上述公式计算出的肝脏脂肪含量,公式的相关系数  $r = 0.895 (P < 0.001)$ ,方差解释量为 79.8% ( $P < 0.001$ ),与用 MRS 方法测定的肝脏含量数据基本一致,其组内相关系

数 (95%可信区间) 为 0.941 (0.917-0.959), 误差在  $\pm 5.93\%$  肝脏脂肪含量。

[0110] 实施例 2

[0111] 选取内分泌科门诊及体检中心常规腹部彩超提示无或有不同程度脂肪肝的 127 名测试者, 通过图 1 所示的超声波图像量化诊断系统进行肝脏脂肪含量测试, 测试者, 测试结果参见图 6。

[0112] 从图 6 中可以得出, 测试结果与超声预测肝脏脂肪含量与磁共振波谱测定肝脏脂肪含量的相关性分析 ( $r = 0.895, P < 0.001$ )。两者之间的组内相关系数为: 0.941 (0.917-0.959)。该超声波图像量化诊断系统能够准确测出被测者的肝脏脂肪含量。

[0113] 实施例 3

[0114] 选取多名 BMI  $< 24\text{kg}/\text{m}^2$ , 空腹血糖  $< 7\text{mmol}/\text{L}$  的测试者, 分别用实施例 1 所述的超声波法定量法测定肝脏中脂肪含量, 并与 MRS 法的测量结果进行比较。结果如下表所示。

[0115]

|       | 超声波图像量化诊断系统测定的肝脏脂肪含量 (%) | MRS 实际测定的肝脏脂肪含量 (%) |
|-------|--------------------------|---------------------|
| 测试者 1 | 3.713945                 | 3.123074            |
| 测试者 2 | 4.602935                 | 5.093476            |
| 测试者 3 | 26.91041                 | 23.52941            |
| 测试者 4 | 1.183090                 | 3.895365            |
| 测试者 5 | 8.660329                 | 3.960067            |
| 测试者 6 | 2.783393                 | 3.254438            |
| 测试者 7 | 34.78411                 | 34.79237            |
| 测试者 8 | 18.88787                 | 22.92213            |

[0116] 从上表可以看出, 这些测试者的超声预测肝脏脂肪含量值与磁共振波谱测定的肝脏脂肪含量是基本一致的。这表明, 本发明的超声波图像量化诊断系统能够准确测出被测者的肝脏脂肪含量。

[0117] 在本发明提及的所有文献都在本申请中引用作为参考, 就如同每一篇文献被单独引用作为参考那样。此外应理解, 在阅读了本发明的上述讲授内容之后, 本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改, 这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

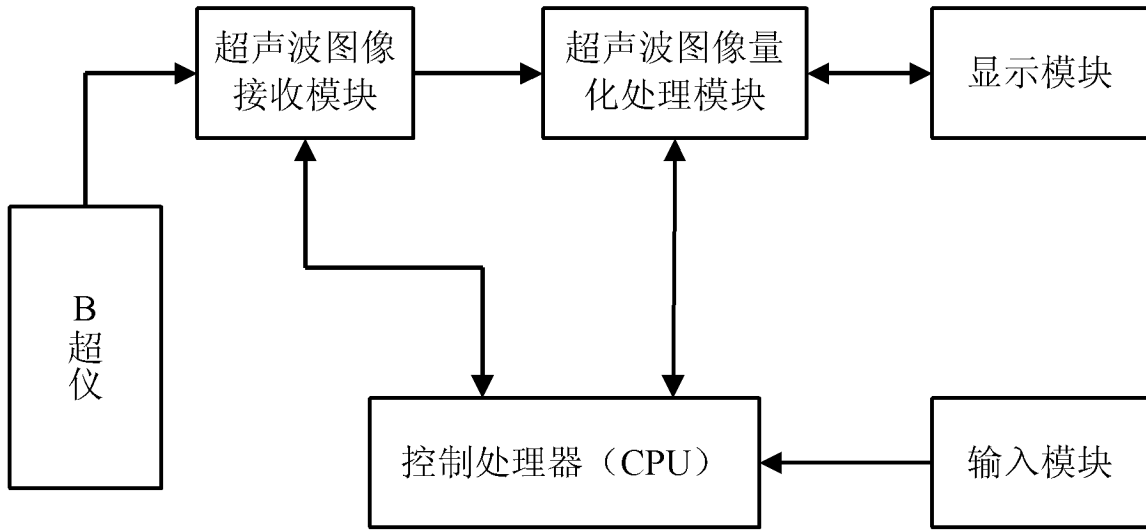


图 1

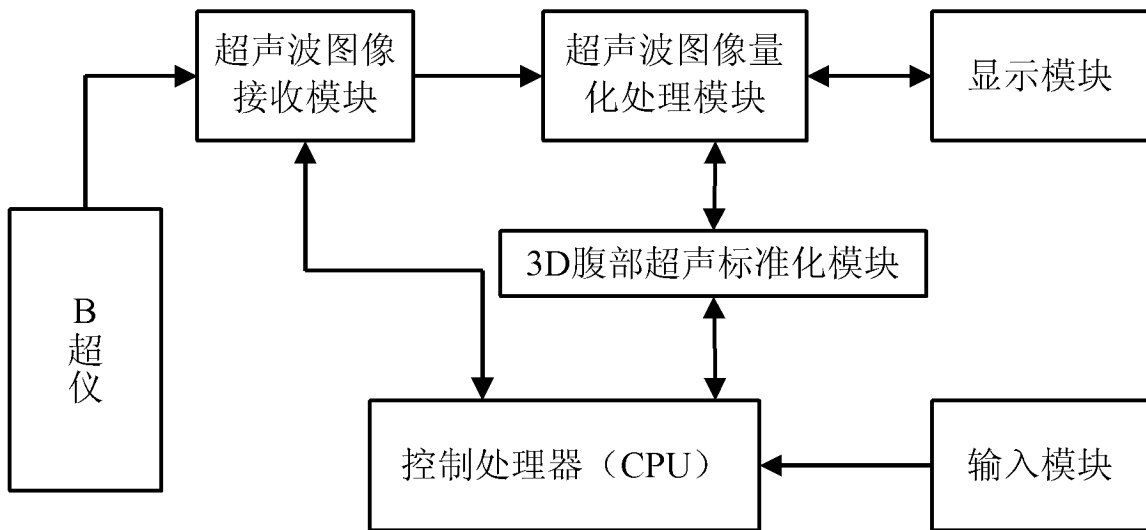


图 2

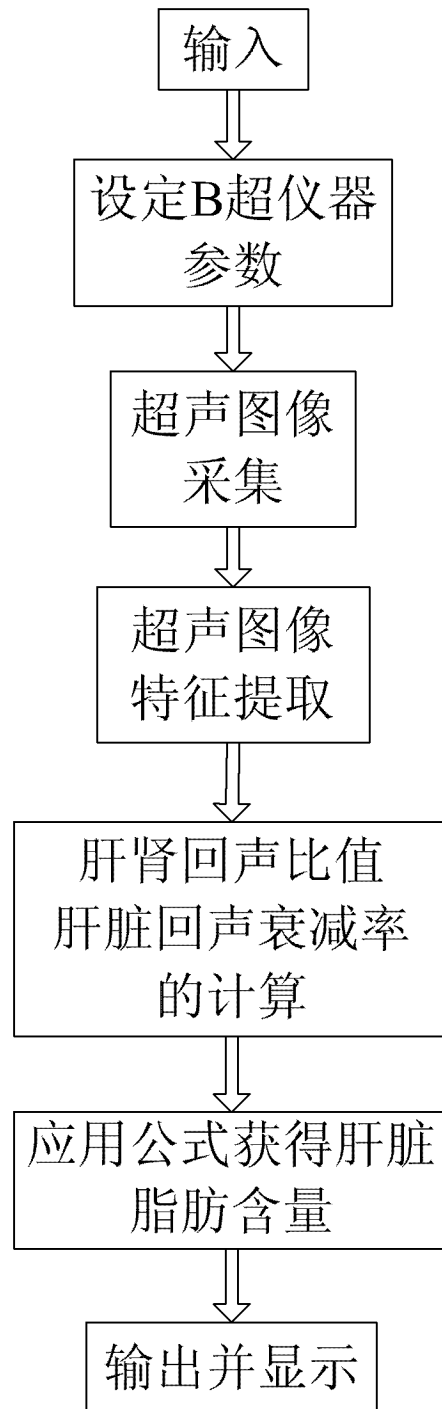
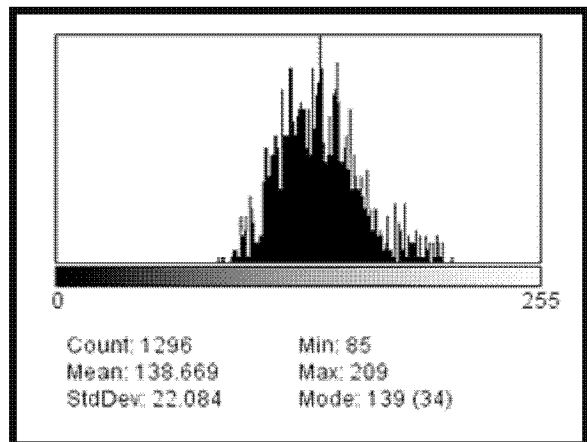
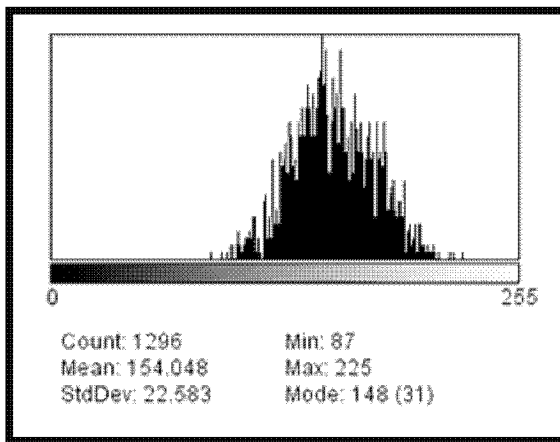
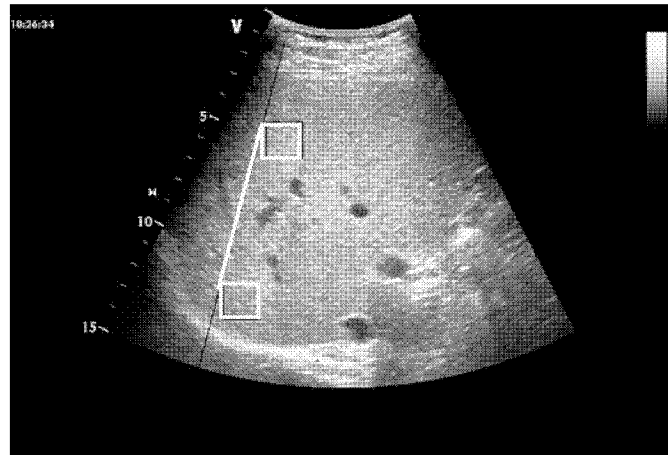
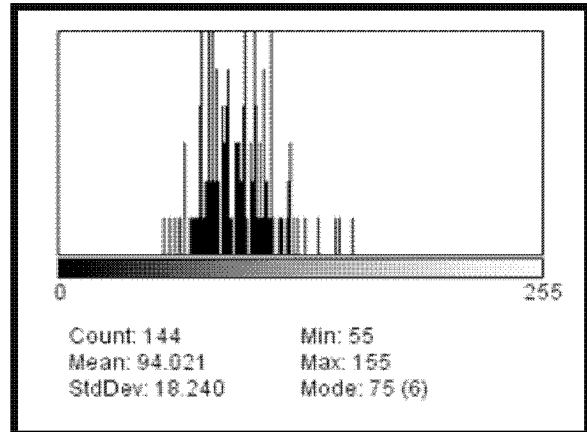
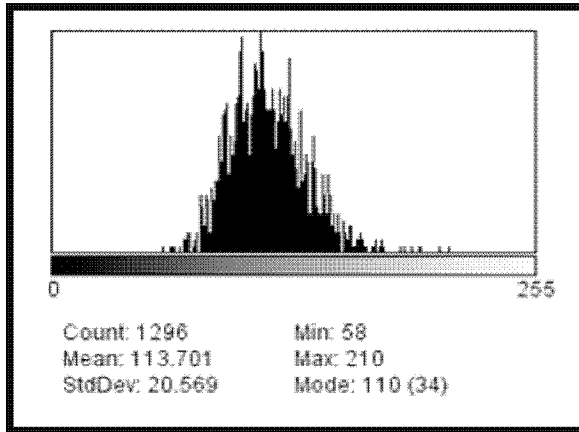
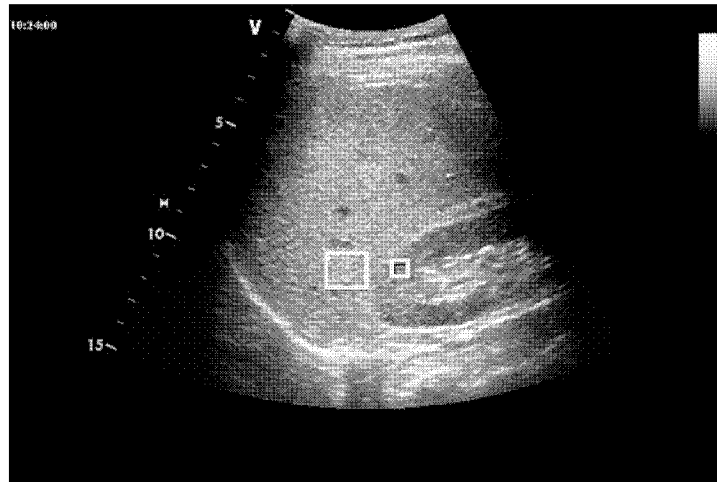


图 3



近场回声灰度直方图      远场回声灰度直方图

图 4



肝区回声灰度直方图

肾区回声灰度直方图

图 5

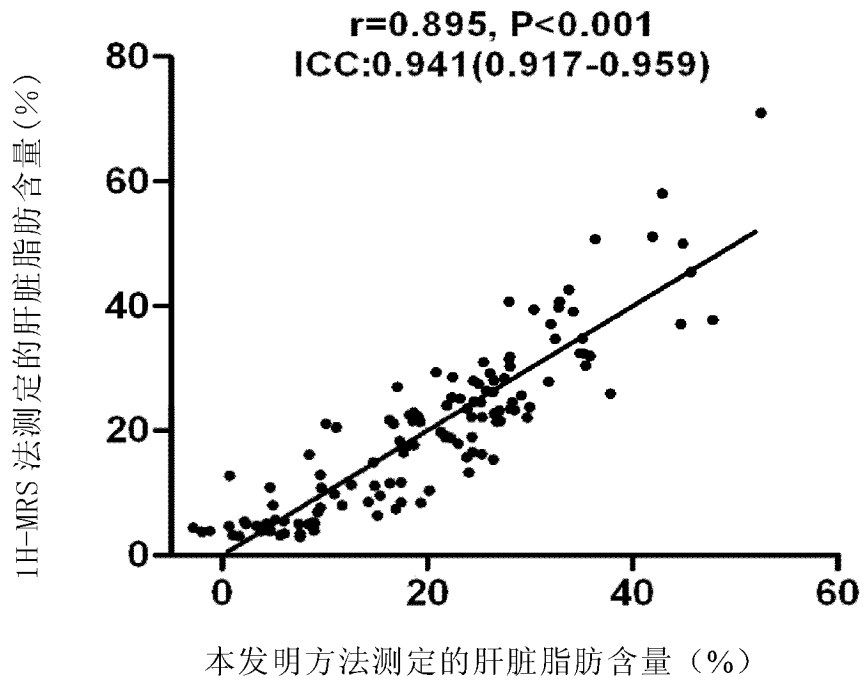


图 6

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种超声波图像量化诊断系统   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN102895003B</a>                              | 公开(公告)日 | 2015-10-28 |
| 申请号            | CN201110212659.X  | 申请日     | 2011-07-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 高鑫<br>复旦大学附属中山医院  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 高鑫<br>复旦大学附属中山医院  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 复旦大学附属中山医院  |         |            |
| [标]发明人         | 高鑫<br>颜红梅<br>夏明锋<br>常薪霞<br>卞华<br>曾蒙苏<br>饶圣祥<br>姚秀忠<br>何婉媛 |         |            |
| 发明人            | 高鑫<br>颜红梅<br>夏明锋<br>常薪霞<br>卞华<br>曾蒙苏<br>饶圣祥<br>姚秀忠<br>何婉媛 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/08  |         |            |
| 代理人(译)         | 雷芳  |         |            |
| 其他公开文献         | CN102895003A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>            |         |            |

摘要(译)

本发明公开了一种超声波图像量化诊断系统及其信号处理方法，所述的系统包括：B超仪，所述B超仪用于产生超声波并获得超声波图像；超声波图像量化处理器，所述处理器用于对获得的超声波图像进行量化处理，并得出肝脏中脂肪含量；其中，所述的超声波图像量化处理器包括：超声波图像接收模块、超声波图像量化处理模块、控制处理器、输入模块和显示模块。本发明超声波图像量化诊断系统及其信号处理方法能够定量测定肝脏等器官中脂肪含量，具有经济、简便、快速等优点。

