



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104873221 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201510306622. 1

(22) 申请日 2015. 06. 05

(71) 申请人 无锡海斯凯尔医学技术有限公司

地址 214000 江苏省无锡市无锡国家高新技术
产业开发区太湖国际科技园大学科
技园 530 大厦 B401 室

(72) 发明人 邵金华 孙锦 段后利

(74) 专利代理机构 北京联瑞联丰知识产权代理
事务所(普通合伙) 11411

代理人 黄冠华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

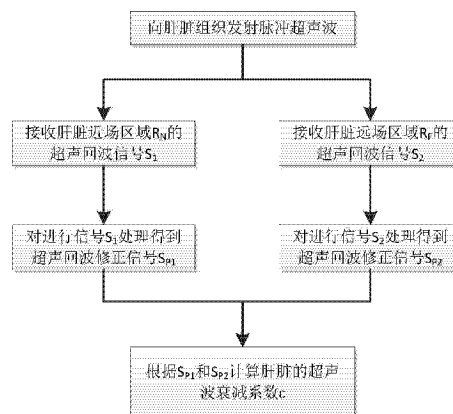
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统,根据本发明的建议,该系统包括超声波发射器,其用于向肝脏组织发射脉冲超声波;超声波接收器,其用于接收肝脏组织的超声回波信号;超声波信号处理模块,其用于对肝脏组织的超声回波信号进行补偿、采样、解调、包络检测或滤波处理,以得到处理后的超声回波修正信号;肝脏近场定位模块,其用于定位肝脏的近场区域 R_N ;肝脏远场定位模块,其用于定位肝脏的远场区域 R_F ;超声衰减系数计算模块,其用于计算肝脏的超声衰减系数 ϵ 。



1. 一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法,其特征在于,包括以下步骤:

向肝脏组织发射脉冲超声波;

分别接收肝脏近场区域 R_N 的超声回波信号 S_1 和肝脏远场区域 R_F 的超声回波信号 S_2 ;

对 S_1 和 S_2 分别进行信号处理得到超声回波修正信号 S_{p1} 和 S_{p2} ;

计算肝脏的超声波衰减系数 ε , 其计算公式为:

$$\varepsilon = \frac{\ln(I_{R_N}) - \ln(I_{R_F})}{k * \Delta d * f};$$

其中, I_{R_N} 为近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{p1} 的强度的值或平均值, I_{R_F} 为远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{p2} 的强度的值或平均值, Δd 为近场区域 R_N 与远场区域 R_F 之间的距离, f 为超声回波修正信号的中心频率, k 为距离系数。

2. 如权利要求 1 所述的基于超声波的肝脏脂肪定量方法,其特征在于,所述肝脏近场区域 R_N 和所述肝脏远场区域 R_F 进行自动识别定位,其定位方法如下:

1)、将处理后的超声回波修正信号 S_{p1} 和 S_{p2} 分为多个检测子区域;

2)、计算每个检测子区域中肝脏的超声回波修正信号的特征值,并根据该特征值确定所述肝脏近场区域 R_N 和所述肝脏远场区域 R_F 。

3. 如权利要求 2 所述的一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法,其特征在于,

定义一条超声回波信号包含 n 个采样点,对应的肝脏扫描深度为 d ,则每 1mm 深度包含 n/d 个点,以 z 为间距,将 n 个采样点划分为 $\{d/z\}$ 段, $\{d/z\}$ 为向上取整,分别表示为 S_i , i 为从 1 到 t 的整数, $t = \{d/z\} - 1$,第 1 段到第 t 段信号分别包含 $\{zn/d\}$ 个点;

分别计算每一段信号 S_i 的 Nakagami 分布 m 值 m_i , 超声回波信号 R 的概率密度函数可表示为:

$$f(r) = \frac{2m^m r^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} r^2\right) U(r),$$

其中, $\Gamma(m)$ 和 $U(r)$ 分别表示伽玛函数和单位阶跃函数; m 为 Nakagami 分布 m 值,可由下式计算得到:

$$m = \frac{[E(R^2)]^2}{E[R^2 - E(R^2)]^2},$$

其中, $E(R^2)$ 、 $E[R^2 - E(R^2)]^2$ 为均值函数,

m 值在 0 至 1 范围内时,超声回波信号服从 pre-Rayleigh 分布; m 值等于 1 时,超声回波信号服从 Rayleigh 分布; m 值大于 1 时,超声回波信号服从 post-Rayleigh 分布,

分别计算每一段信号 S_i 的均值 M_i 和标准差 SD_i ,

遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_j 满足 $M_j \in [M_{N1}, M_{N2}]$ 、 $SD_j \in [SD_{N1}, SD_{N2}]$ 、 $d_j \in [d_{NP1}, d_{NP2}]$ 并且 $m_j \in [m_{N1}, m_{N2}]$, 则将信号 S_j 对应的区域设置为肝脏近场区域 R_N , 其中, M_{N1} 和 M_{N2} 分别为肝脏近场区域均值的上、下阈值, SD_{N1} 和 SD_{N2} 分别为肝脏近场区域标准差的上、下阈值, d_{NP1} 和 d_{NP2} 分别为肝脏近场区域深度的上、下阈值, m_{N1} 和 m_{N2} 分别为肝脏近场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值;

遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_k 满足 $M_k \in [M_{F1}, M_{F2}]$ 、 $SD_k \in [SD_{F1}, SD_{F2}]$ 、

$d_k \in [d_{FP1}, d_{FP2}]$ 并且 $m_k \in [m_{F1}, m_{F2}]$, 则将 S_k 对应的区域设置为肝脏远场区域 R_F , 其中, M_{F1} 和 M_{F2} 分别为肝脏远场区域均值的上、下阈值, SD_{F1} 和 SD_{F2} 分别为肝脏远场区域标准差的上、下阈值, d_{FP1} 和 d_{FP2} 分别为肝脏远场区域深度的上、下阈值, m_{F1} 和 m_{F2} 分别为肝脏远场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值。

4. 如权利要求 1 所述的一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 所述肝脏近场区域 R_N 和所述肝脏远场区域 R_F 进行固定深度定位, 其定位方法如下:

设置深度在 $[d_{N1}, d_{N2}]$ 范围内的区域为所述肝脏近场区域 R_N , 设置深度在 $[d_{F1}, d_{F2}]$ 范围内的区域为所述肝脏远场区域 R_F ; 其中, d_{N1} 和 d_{N2} 分别为近场区域的上、下深度阈值; d_{F1} 和 d_{F2} 分别为远场区域的上、下深度阈值。

5. 如权利要求 4 所述的一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 根据被检查者的身体质量指数 BMI 对应设定所述肝脏近场区域 R_N 的上、下深度阈值 d_{N1} 、 d_{N2} 和所述肝脏远场区域 R_F 的上、下深度阈值 d_{F1} 、 d_{F2} 。

6. 如权利要求 1 所述的一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 所述肝脏近场区域 R_N 和所述肝脏远场区域 R_F 进行手动深度调节定位, 其定位方法如下: 用户自行设置所述肝脏近场区域 R_N 和所述肝脏远场区域 R_F 。

7. 如权利要求 1 所述的基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 所述信号处理的方式包括补偿、采样、解调、包络检测和滤波处理中的至少一种。

8. 如权利要求 1 所述的基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 通过肝脏的超声波衰减系数 ϵ 计算肝脏的脂肪含量 C_{FAT} , 其计算公式为: $C_{FAT} = \mu * \epsilon + \eta$, 其中, μ 为 ϵ 的系数, η 为常数。

9. 如权利要求 1 所述的基于超声波的肝脏脂肪定量方法, 其特征在于, 利用上述超声波源, 同时接收肾脏的超声回波信号, 通过肝脏和肾脏的超声波回波强度的比值及肝脏的超声波衰减系数 ϵ 计算肝脏的脂肪含量 C_{FAT} , 其计算公式为: $C_{FAT} = \alpha * r_{KR} + \beta * \epsilon + \gamma$, 其中, r_{KR} 为肝脏与肾脏的超声波回波强度的比值, α 为 r_{KR} 的系数, β 为 ϵ 的系数, γ 为常数。

10. 一种基于权利要求 1-9 任一权利要求所述方法的肝脏脂肪定量系统, 其特征在于, 包括:

超声波发射器, 其用于向肝脏组织发射脉冲超声波;

超声波接收器, 其用于接收肝脏组织的超声回波信号;

超声波信号处理模块, 其用于对肝脏组织的超声回波信号进行信号处理, 以得到处理后的超声回波修正信号;

肝脏近场定位模块, 其用于定位肝脏的近场区域 R_N ;

肝脏远场定位模块, 其用于定位肝脏的远场区域 R_F ;

超声衰减系数计算模块, 其根据所述近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{P1} 和远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{P2} 计算超声衰减系数 ϵ ;

显示模块, 其用于显示所述超声衰减系数 ϵ ;

输入模块, 其用于接收用户的输入信息;

主控模块, 其用于控制并协调上述各个模块之间的工作。

基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统。

背景技术

[0002] 目前,脂肪肝是一种常见的弥漫性肝病。脂肪肝的早诊断、早治疗可有效阻止慢性肝病的进展并改善其预后。

[0003] 临床上,医生可使用超声图像对脂肪肝进行定性诊断,该方法具有敏感性高、操作便捷、费用低廉的优点,但其特异性较差、受医生主观影响较大,因此只能作为一种定性诊断方法。

[0004] CT(Computed Tomography, 计算机断层扫描)测定肝脏密度能够准确检测肝脏脂肪沉积,若辅以校正 CT 测试管,则能精确定量肝脏脂肪,但其存在放射线辐射的风险。

[0005] 磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)及磁共振波谱(Magnetic Resonance Spectrum, MRS)能够发现肝细胞内的少量脂肪沉积,但同 CT 一样,其价格昂贵且检查时间长,不易广泛推广使用。

发明内容

[0006] 为了解决背景技术中提到的至少一个问题,本发明提供一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统。

[0007] 本发明为实现上述目的,采用如下技术方案:一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法,其通过超声波发射器向肝脏组织发射脉冲超声波,利用超声波接收器分别接收肝脏近场区域 R_N 的超声回波信号 S_1 和肝脏远场区域 R_F 的超声回波信号 S_2 ,对超声回波信号 S_1 和 S_2 分别进行信号处理得到超声回波修正信号 S_{P1} 和 S_{P2} ,根据超声回波修正信号 S_{P1} 和 S_{P2} 计算肝脏的超声波衰减系数 ε ,其计算公式为:

$$[0008] \quad \varepsilon = \frac{\ln(I_{R_N}) - \ln(I_{R_F})}{k * \Delta d * f};$$

[0009] 其中, I_{R_N} 为近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{P1} 的强度的值或平均值, I_{R_F} 为远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{P2} 的强度的值或平均值, Δd 为近场区域 R_N 与远场区域 R_F 之间的距离, f 为超声回波修正信号的中心频率, k 为距离系数。

[0010] 进一步地,所述肝脏的近场区域 R_N ,以及远场区域 R_F 进行自动识别定位,其定位方法如下:

[0011] 1)、将处理后的超声回波修正信号分为多个检测子区域;

[0012] 2)、计算每个检测子区域中肝脏的超声回波修正信号的特征值,并根据该特征值确定肝脏的近场区域 R_N ,以及远场区域 R_F 。

[0013] 进一步地,对肝脏的近场区域 R_N ,以及远场区域 R_F 进行自动识别定位时,定义一条超声回波信号包含 n 个采样点,对应的肝脏扫描深度为 d ,则每 1mm 深度包含 n/d 个点,以 z

为间距,将 n 个采样点划分为 $\{d/z\}$ 段, $\{d/z\}$ 为向上取整,分别表示为 S_i , i 为从 1 到 t 的整数, $t = \{d/z\} - 1$, 第 1 段到第 t 段信号分别包含 $\{zn/d\}$ 个点;

[0014] 分别计算每一段信号 S_i 的 Nakagami 分布 m 值 m_i , 超声回波信号 R 的概率密度函数可表示为:

$$[0015] \quad f(r) = \frac{2m^m r^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} r^2\right) U(r),$$

[0016] 其中, $\Gamma(m)$ 和 $U(r)$ 分别表示伽玛函数和单位阶跃函数; m 为 Nakagami 分布 m 值, 可由下式计算得到:

$$[0017] \quad m = \frac{[E(R^2)]^2}{E[R^2 - E(R^2)]^2},$$

[0018] 其中, $E(R^2)$ 、 $E[R^2 - E(R^2)]^2$ 为均值函数,

[0019] m 值在 0 至 1 范围内时, 超声回波信号服从 pre-Rayleigh 分布; m 值等于 1 时, 超声回波信号服从 Rayleigh 分布; m 值大于 1 时, 超声回波信号服从 post-Rayleigh 分布,

[0020] 分别计算每一段信号 S_i 的均值 M_i 和标准差 SD_i ,

[0021] 遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_j 满足 $M_j \in [M_{N1}, M_{N2}]$ 、 $SD_j \in [SD_{N1}, SD_{N2}]$ 、 $d_j \in [d_{NP1}, d_{NP2}]$ 并且 $m_j \in [m_{N1}, m_{N2}]$, 则将信号 S_j 对应的区域设置为肝脏近场区域 R_N , 其中, M_{N1} 和 M_{N2} 分别为肝脏近场区域均值的上、下阈值, SD_{N1} 和 SD_{N2} 分别为肝脏近场区域标准差的上、下阈值, d_{NP1} 和 d_{NP2} 分别为肝脏近场区域深度的上、下阈值, m_{N1} 和 m_{N2} 分别为肝脏近场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值;

[0022] 遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_k 满足 $M_k \in [M_{F1}, M_{F2}]$ 、 $SD_k \in [SD_{F1}, SD_{F2}]$ 、 $d_k \in [d_{FP1}, d_{FP2}]$ 并且 $m_k \in [m_{F1}, m_{F2}]$, 则将 S_k 对应的区域设置为肝脏远场区域 R_F , 其中, M_{F1} 和 M_{F2} 分别为肝脏远场区域均值的上、下阈值, SD_{F1} 和 SD_{F2} 分别为肝脏远场区域标准差的上、下阈值, d_{FP1} 和 d_{FP2} 分别为肝脏远场区域深度的上、下阈值, m_{F1} 和 m_{F2} 分别为肝脏远场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值。

[0023] 进一步地, 所述肝脏的近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 也可以采用固定深度定位, 其定位方法如下:

[0024] 设置深度在 $[d_{N1}, d_{N2}]$ 范围内的区域为肝脏的近场区域 R_N , 设置深度在 $[d_{F1}, d_{F2}]$ 范围内的区域为肝脏的远场区域 R_F ; 其中, d_{N1} 和 d_{N2} 分别为近场区域的上、下深度阈值; d_{F1} 和 d_{F2} 分别为远场区域的上、下深度阈值。

[0025] 进一步地, 在固定深度定位时, 被检查者如果需要更加准确定位肝脏的近场区域 R_N 和远场区域 R_F 时, 可以根据被检查者的身体质量指数 BMI 对应设定所述近场区域 R_N 的上、下深度阈值 d_{N1} 、 d_{N2} , 以及远场区域 R_F 的上、下深度阈值 d_{F1} 、 d_{F2} 。

[0026] 除了以上两种定位方式外, 所述肝脏的近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 也可以进行手动深度调节定位, 其定位方法如下: 用户自行设置肝脏近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 。

[0027] 进一步地, 所述信号处理的方式包括以下至少一种或多种: 补偿、采样、解调、包络检测或滤波处理。

[0028] 进一步地, 通过肝脏的超声波衰减系数 ϵ 计算肝脏的脂肪含量 C_{FAT} , 其计算公式为: $C_{FAT} = \mu * \epsilon + \eta$, 其中, μ 为 ϵ 的系数, η 为常数。

[0029] 进一步地,利用上述超声波源,同时接收肾脏的超声回波信号,通过肝脏和肾脏的超声波回波强度的比值及肝脏的超声波衰减系数 ε 计算肝脏的脂肪含量 C_{FAT} ,其计算公式为: $C_{\text{FAT}} = \alpha * r_{\text{RR}} + \beta * \varepsilon + \gamma$,其中, r_{RR} 为肝脏与肾脏的超声波回波强度的比值, α 为 r_{RR} 的系数, β 为 ε 的系数, γ 为常数。

[0030] 为了实现上述目的,本发明还提供一种基于上述方法的肝脏脂肪定量系统,包括:

[0031] 超声波发射器,其用于向肝脏组织发射脉冲超声波;

[0032] 超声波接收器,其用于接收肝脏组织的超声回波信号;

[0033] 超声波信号处理模块,其用于对肝脏组织的超声回波信号进行信号处理,以得到处理后的超声回波修正信号;

[0034] 肝脏近场定位模块,其用于定位肝脏的近场区域 R_N ;

[0035] 肝脏远场定位模块,其用于定位肝脏的远场区域 R_F ;

[0036] 超声衰减系数计算模块,其根据所述近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{p1} 和远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{p2} 计算超声衰减系数 ε ;

[0037] 显示模块,其用于显示超声衰减系数 ε ;

[0038] 输入模块,其用于接收用户的输入信息;

[0039] 主控模块,其用于控制并协调上述各个模块之间的工作。

[0040] 本发明的有益效果:本发明基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统增加了肝脏近场定位模块和肝脏远场定位模块,可更准确的获得肝脏部位的超声衰减系数,从而提高肝脏脂肪检测的准确性;本发明允许操作者自动和/或手动地设定肝脏近场区域和肝脏远场区域,自动设定和手动设定可交互进行操作,在保证准确性的前提下提高了操作的便利性;本发明对超声信号进行补偿、采样、解调、包络检测和滤波处理中的至少一种,以提高肝脏脂肪检测的准确性和可靠性。

附图说明

[0041] 图1为本发明基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统的系统结构框图。

[0042] 图2为本发明基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统的方法流程图。

具体实施方式

[0043] 图1所示,涉及一种基于超声波的肝脏脂肪定量系统,

[0044] 包括超声波发射器,其用于向肝脏组织发射脉冲超声波;

[0045] 超声波接收器,其用于接收肝脏组织的超声回波信号;

[0046] 超声波信号处理模块,其用于对肝脏组织的超声回波信号进行信号处理,以得到处理后的超声回波修正信号;

[0047] 肝脏近场定位模块,其用于定位肝脏的近场区域 R_N ;

[0048] 肝脏远场定位模块,其用于定位肝脏的远场区域 R_F ;

[0049] 超声衰减系数计算模块,其根据所述近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{p1} 和远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{p2} 计算超声衰减系数 ε 。

[0050] 其中,所述超声波信号处理模块对肝脏组织的超声回波信号进行的信号处理方式

至少包括以下一种或几种:补偿、采样、解调、包络检测或滤波处理。其中,所述超声衰减系

数 ε 的计算公式为: $\varepsilon = \frac{\ln(I_{R_N}) - \ln(I_{R_F})}{k * \Delta d * f}$; 其中, I_{R_N} 为近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{P1}

的强度的值, I_{R_F} 为远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{P2} 的强度的值, Δd 为近场区域 R_N 与远场区域 R_F 之间的距离, f 为超声回波修正信号的中心频率, k 为距离系数。

[0051] 另外, I_{R_N} 还可以为近场区域 R_N 的超声回波修正信号 S_{P1} 的强度的平均值。 I_{R_F} 还可以为远场区域 R_F 的超声回波修正信号 S_{P2} 的强度的平均值。

[0052] 在获得肝脏的超声波衰减系数后,计算肝脏脂肪含量。由超声波衰减系数计算肝脏脂肪含量为公知常识,在此不再赘言。

[0053] 本发明中的超声衰减系数 ε 还可通过对超声回波修正信号 S_p 进行自回归谱分析 (Girault J, Ossant F, Ouahabi A, et al. Time-varying autoregressive spectral estimation for ultrasound attenuation in tissue characterization. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1998, 45(3):650-659) 得到。

[0054] 本系统中,当 $k=1$ 时,对于超声波发射器和超声波接收器采用两组在待测组织异侧的独立的超声波换能器;当 $k=2$ 时,对于超声波发射器和超声波接收器采用同一组超声波换能器。可见,本发明所包含的超声波发生器和接收器可以采用同一组超声波换能器,也可以采用两组独立的超声波换能器,采用同一组超声波换能器的优势是节约成本,降低操作复杂度,采用两组独立的超声波换能器的优势是提供更灵活的操作方式。

[0055] 本系统中还包括脂肪含量计算模块,其用于计算肝脏的脂肪含量 C_{FAT} ;

[0056] 显示模块,其用于显示超声衰减系数 ε ;

[0057] 输入模块,其用于接收用户的输入信息;

[0058] 主控模块,其用于控制并协调上述各个模块之间的工作。

[0059] 另外,在本系统中,所述脂肪含量 C_{FAT} 的计算公式为: $C_{FAT} = \mu * \varepsilon + \eta$, 其中, μ 为 ε 的系数, η 为常数。

[0060] 另外,本系统中,肝脏的脂肪含量 C_{FAT} 还可通过肝肾回声比及超声衰减系数 ε 对肝脏的脂肪含量 C_{FAT} 进行计算,其计算公式如下:

[0061] 所述脂肪含量 C_{FAT} 的计算公式为: $C_{FAT} = \alpha * r_{HR} + \beta * \varepsilon + \gamma$, 其中, r_{HR} 为肝脏与肾脏的超声波回波强度的比值, α 为 r_{HR} 的系数, β 为 ε 的系数, γ 为常数。

[0062] 其中,上述参数中, μ , η , α , β , γ 可通过脂肪肝定标体模进行标定。还可以通过一定量的临床样本统计得到。例如: α , β , γ 可设定为 $\alpha = 62.6$, $\beta = 168.1$, $\gamma = -27.9$ 。

[0063] 在设定 μ , η , α , β , γ 时,可以根据被检查者的 BMI 进行自适应地设定。

[0064] 本系统中,肝脏近场定位模块和肝脏远场定位模块通过相互配合以对肝脏近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 进行自动识别定位,其定位方法如下:

[0065] 1)、将处理后的超声回波修正信号分为多个检测子区域;

[0066] 2)、计算每个检测子区域中肝脏的超声回波修正信号的特征值,并根据该特征值确定肝脏的近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 。

[0067] 本系统中,肝脏近场定位模块、肝脏远场定位模块还可通过相互配合以对肝脏近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 进行固定深度定位,其定位方法如下:

[0068] 设置深度在 $[d_{N1}, d_{N2}]$ 范围内的区域为肝脏近场区域 R_N , 设置深度在 $[d_{F1}, d_{F2}]$ 范围内的区域为肝脏远场区域 R_F ; 其中, d_{N1} 和 d_{N2} 分别为近场区域的上、下深度阈值; d_{F1} 和 d_{F2} 分别为远场区域的上、下深度阈值。使用时,可根据被检查者的身体质量指数 BMI 对应设定所述近场区域的上、下深度阈值 d_{N1} 、 d_{N2} , 以及远场区域的上、下深度阈值 d_{F1} 、 d_{F2} 。

[0069] 本系统中,肝脏近场定位模块、肝脏远场定位模块还可通过相配合以对肝脏近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 进行手动深度调节定位,其定位方法如下:用户通过所述输入模块设置肝脏近场区域 R_N , 以及远场区域 R_F 。

[0070] 本系统中,可通过如下方式自动识别肝脏近场区域 R_N 、远场区域 R_F :

[0071] 设一条超声回波信号包含 n 个采样点,对应的扫描深度为 d (单位:mm),则每 1mm 深度包含 n/d 个点。以 z (单位:mm) 为间距,将 n 个采样点划分为 $\{d/z\}$ 段 ($\{d/z\}$ 为向上取整),分别表示为 S_i , i 为从 1 到 t 的整数, $t = \{d/z\} - 1$ 。第 1 段到第 t 段信号分别包含 $\{zn/d\}$ 个点。

[0072] 分别计算每一段信号 S_i 的 Nakagami 分布 m 值 m_i 。Nakagami 统计模型是超声组织定征技术的一种,基于 Nakagami 统计模型,超声回波信号 R 的概率密度函数可表示为 (P.M. Shankar, "A general statistical model for ultrasonic backscattering from tissues," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr., 2000 (47): 727-736):

$$[0073] \quad f(r) = \frac{2m^m r^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} r^2\right) U(r),$$

[0074] 其中, $\Gamma(m)$ 和 $U(r)$ 分别表示伽玛函数和单位阶跃函数; m 为 Nakagami 分布 m 值,可由下式计算得到:

$$[0075] \quad m = \frac{[E(R^2)]^2}{E[R^2 - E(R^2)]^2},$$

[0076] 其中, $E(R^2)$ 、 $E[R^2 - E(R^2)]^2$ 为均值函数。 m 值在 (0, 1) 范围内时,超声回波信号服从 pre-Rayleigh 分布; m 值等于 1 时,超声回波信号服从 Rayleigh 分布; m 值大于 1 时,超声回波信号服从 post-Rayleigh 分布。

[0077] 分别计算每一段信号 S_i 的均值 M_i 和标准差 SD_i 。

[0078] 遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_j 满足 $M_j \in [M_{N1}, M_{N2}]$ 、 $SD_j \in [SD_{N1}, SD_{N2}]$ 、 $d_j \in [d_{NP1}, d_{NP2}]$ 并且 $m_j \in [m_{N1}, m_{N2}]$, 则将信号 S_j 对应的区域设置为肝脏近场区域 R_N , 其中, M_{N1} 和 M_{N2} 分别为肝脏近场区域均值的上、下阈值, SD_{N1} 和 SD_{N2} 分别为肝脏近场区域标准差的上、下阈值, d_{NP1} 和 d_{NP2} 分别为肝脏近场区域深度的上、下阈值, m_{N1} 和 m_{N2} 分别为肝脏近场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值。

[0079] 遍历信号 S_i , $i = [1, t]$, 若某一段信号 S_k 满足 $M_k \in [M_{F1}, M_{F2}]$ 、 $SD_k \in [SD_{F1}, SD_{F2}]$ 、 $d_k \in [d_{FP1}, d_{FP2}]$ 并且 $m_k \in [m_{F1}, m_{F2}]$, 则将 S_k 对应的区域设置为肝脏远场区域 R_F , 其中, M_{F1} 和 M_{F2} 分别为肝脏远场区域均值的上、下阈值, SD_{F1} 和 SD_{F2} 分别为肝脏远场区域标准差的上、下阈值, d_{FP1} 和 d_{FP2} 分别为肝脏远场区域深度的上、下阈值, m_{F1} 和 m_{F2} 分别为肝脏远场区域 Nakagami 分布 m 值的上、下阈值。

[0080] 需要说明的是,文中记载的“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0081] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

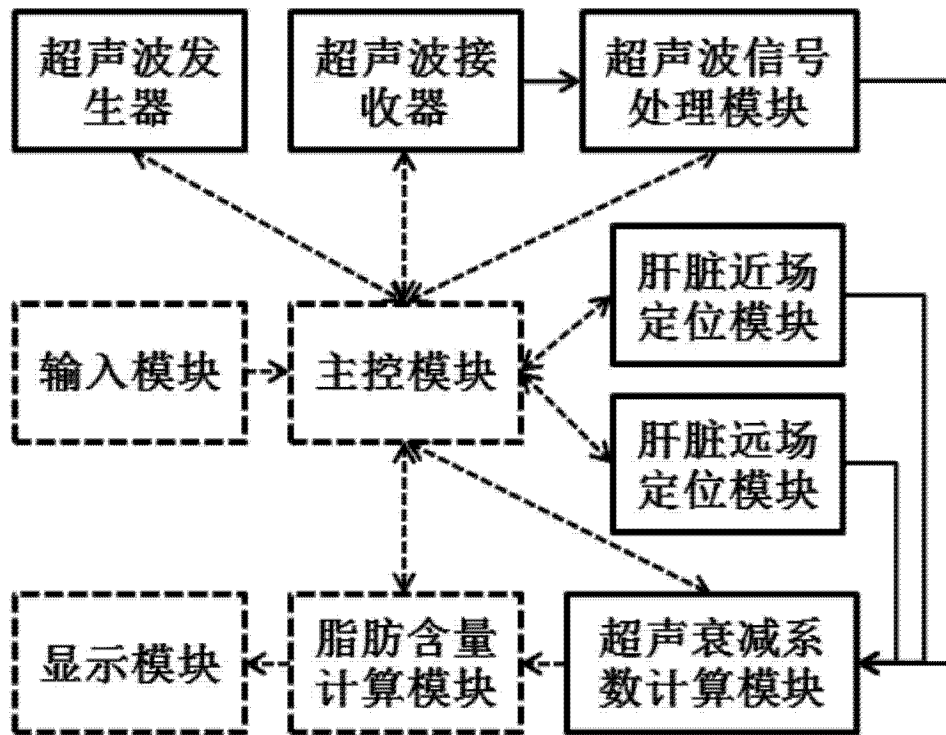


图 1

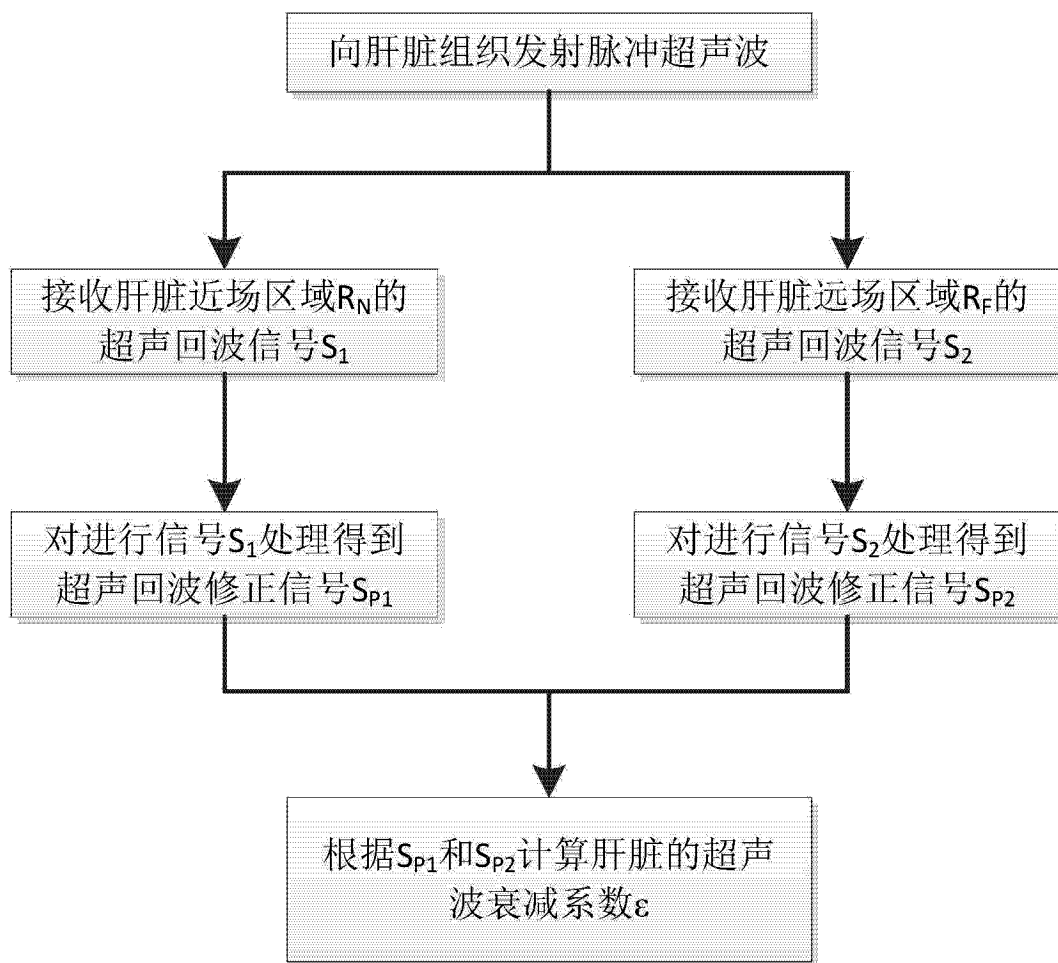


图 2

专利名称(译)	基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统		
公开(公告)号	CN104873221A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201510306622.1	申请日	2015-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡海斯凯尔医学技术有限公司		
[标]发明人	邵金华 孙锦 段后利		
发明人	邵金华 孙锦 段后利		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	黄冠华		
其他公开文献	CN104873221B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于超声波的肝脏脂肪定量方法及系统，根据本发明的建议，该系统包括超声波发射器，其用于向肝脏组织发射脉冲超声波；超声波接收器，其用于接收肝脏组织的超声回波信号；超声波信号处理模块，其用于对肝脏组织的超声回波信号进行补偿、采样、解调、包络检测或滤波处理，以得到处理后的超声回波修正信号；肝脏近场定位模块，其用于定位肝脏的近场区域RN；肝脏远场定位模块，其用于定位肝脏的远场区域RF；超声衰减系数计算模块，其用于计算肝脏的超声衰减系数 ϵ 。

