



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910195459.0

[43] 公开日 2010年3月3日

[11] 公开号 CN 101658434A

[22] 申请日 2009.9.10

[21] 申请号 200910195459.0

[71] 申请人 复旦大学

地址 200433 上海市邯郸路 220 号

[72] 发明人 他得安 黄 凯 王威琪 杨白丁

[74] 专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司

代理人 陆 飞 盛志范

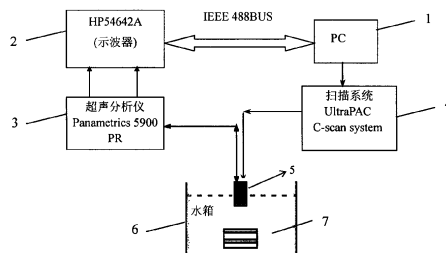
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法

## [57] 摘要

本发明属于超声医学技术领域，具体为一种用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法。该方法用单个高频超声探头扫描待测松质骨，在每一个扫描位置，向松质骨垂直发射超声脉冲波；超声波的传播受到松质骨微结构的作用，背向散射回来的超声信号由同一探头接收；对每一个扫描位置处接收的信号分别进行信号处理，提取接收信号与发射信号的频谱偏移量参数，获得对应于扫描区域的超声频谱偏移量参数矩阵；把参数矩阵映射成超声频谱偏移量参数图像，象素值与参数值成比例关系。本发明首次提出利用背散射信号的频谱偏移量参数对松质骨进行超声成像的方法，相比于传统的基于透射法的松质骨超声成像方法，能更好地反映松质骨微结构特征。



1、一种用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法,其特征在于具体步骤为:

(1) 超声探头在扫描系统控制下,扫描待测离体松质骨,在每个扫描位置,向离体松质骨垂直发射超声脉冲波,超声波的传播受到松质骨微结构的作用,背向散射回来的超声信号由同一超声探头接收;

(2) 对每一个扫描位置处接收的信号分别进行信号处理,提取接收信号与发射信号的频谱偏移量参数,获得对应于扫描区域的超声频谱偏移量参数矩阵;

(3) 把参数矩阵映射成超声频谱偏移量参数图像,象素值与参数值成比例关系,完成超声频谱偏移量参数成像。

2、根据权利要求1所述的方法,其特征在于步骤(1)中,采用一个扫描系统控制超声探头,在焦距平面上网格状等间距地扫描待测松质骨,进行测试;测试系统包括PC机、示波器、扫描系统、超声分析仪和超声探头;扫描开始前,调整探头位置,使其表面与松质骨样本的表面平行,且探头焦点处于松质骨样本表面下的位置;扫描过程中,在每个扫描点,探头向骨样本表面垂直发射超声脉冲,背向散射信号由同一探头接收,通过扫描分析仪,由示波器采样、显示,采样数据传送到PC机上,用于后续的数据分析;超声分析仪与探头连接,用于超声波的激励、接收和放大等。

3、根据权利要求2所述的方法,其特征在于步骤(2)中超声在骨结构中的频移量参数 $f_s(z)$ 按如下公式计算:

$$f_s(z) = \frac{\int_{f_{min}}^{f_{max}} f \langle S_s(f, z) \rangle df}{\int_{f_{min}}^{f_{max}} \langle S_s(f, z) \rangle df} - f_c \quad (1)$$

其中,  $\langle S_s(f, z) \rangle$  是背散射信号的平均功率幅度谱,  $f_{min}$  和  $f_{max}$  分别是探头带宽的最小和最大值,  $f_c$  是探头的中心频率,  $z$  是超声传播距离,即骨成像平面与探头平面的距离,取超声传播距离=焦距+焦柱长度/2,记为  $z_1$ ;  $\langle S_s(f, z) \rangle$  的计算过程具体如下:

(1) 假定松质骨中声速为  $c_s$ ,使用对应于超声传播距离范围  $(0, z_1)$  的时间窗,选取  $(x, y)$  扫描处回波上的一段信号;

(2) 对于选取的一段信号乘以时间窗,然后用傅立叶变换法求得其功率幅度谱;

(3) 对以  $(x, y)$  位置为中心的周围若干条信号,作如上相同的处理,求得平均功率幅度谱  $\langle S_s(f, z_1) \rangle$ ;

对松质骨样本扫描平面每一个  $(x, y)$  处做如上处理,得到频移量参数矩阵,矩阵的每个元素是对应于相应扫描位置的频移量参数值  $f_s(z_1)$ 。

---

4、根据权利要求3所述的方法，其特征在于由于超声衰减引起的频率偏移量为负值，将计算误差引起的正值  $f_s(z_i)$  设定为0，然后将频移量  $f_s(z_i)$  的绝对值比例调整，映射成相应  $(x, y)$  处的象素值，从而获得超声频移量参数图像。

## 用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法

### 技术领域

本发明属于超声医学技术领域，具体涉及一种评价松质骨状况的超声成像方法。

### 背景技术

骨质疏松症是一种骨强度下降引起的骨骼疾病，是当今的一大健康问题。骨质疏松症的诊断受到国内外学术界和医学界的日益重视，松质骨组织的成像方法可用于定征骨状况。相比于基于 X 射线的松质骨成像方法，超声技术具有费用低、无电离辐射、简便等优势，松质骨的超声参数成像技术受到广泛关注。

目前已被提出的超声成像技术是基于超声透射法的超声参数成像，这种技术对跟骨松质骨扫描，然后对超声参数(超声传导速度(SOS)和宽带超声衰减(BUA))成像。结果表明，跟骨的 BUA 和 SOS 的成像能反映骨矿密度(BMD)的分布。

但是，已有的定量超声技术仍需进一步改进。主要原因是：(1) 骨强度的下降不仅是骨矿密度(BMD)减小的结果，也起因于骨微结构的退化。透射法并没有考虑骨微结构变化对于骨质量的影响。(2) 透射法使用双探头测量，且过于依赖测量位置。而超声背散射信号却使用单探头测量，并反映超声与松质骨之间的作用机理，其原因在于，声散射是声波与组织内部的异质成分相互作用的过程。因此，对于背散射信号的分析能提供关于骨内部微结构的信息。近年来，研究者已尝试从背散射信号中获取骨小梁间距及骨小梁厚度等结构参数。另外，背散射方法使某些部分骨强度测量成为可能，例如股骨。

由于在骨结构内，骨小梁的衰减系数比骨髓等其他物质的衰减大，超声的频移量会随着传播路径上骨小梁的分布疏密而变化。因此，通过同一平面处(同一衰减距离)频移量参数的成像，可以得到与骨小梁分布有关的骨结构信息。然而，目前还没有用超声频移量参数进行松质骨超声成像的研究成果。

### 发明内容

本发明的目的在于提供一种能准确、方便的定征松质骨微结构的超声成像方法。

本发明提出的超声成像方法是用超声频移量参数成像方法来定征松质骨微结构，并使用一个超声探头实现松质骨超声频移量参数成像。

与传统的透射法不同，本发明的成像方法只使用单个高频超声探头扫描松质骨，同时用于发射、接收信号。

本发明方法的具体步骤是：用单个超声探头在扫描系统控制下，扫描待测离体松质骨，

在每个扫描位置，向离体松质骨垂直发射超声脉冲波，超声波的传播受到松质骨微结构的作用，背向散射回来的超声信号由同一超声探头接收；对每一个扫描位置处接收的信号分别进行信号处理，提取接收信号与发射信号的频谱偏移量参数，获得对应于扫描区域的超声频谱偏移量参数矩阵；把参数矩阵映射成超声频谱偏移量参数图像，象素值与参数值成比例关系。完成超声频谱偏移量参数成像。结果证明，本发明利用超声背散射系数成的图像能反映松质骨中主要组成成分——骨小梁的分布信息，可以帮助定征松质骨状况。

下面对本发明的内容作进一步的介绍：

### 1. 单探头扫描松质骨微结构

采用一个扫描系统控制超声探头，在焦距平面上网格状等间距地扫描待测松质骨。本发明的硬件系统框图如图 1 所示。测试系统包括 PC 机、示波器、扫描系统、超声分析仪和超声探头等。扫描开始前，调整探头位置，使其表面与松质骨样本的表面平行，且探头焦点处于松质骨样本表面下的位置。扫描过程中，在每个扫描点，探头向骨样本表面垂直发射超声脉冲，背向散射信号由同一探头接收，通过扫描分析仪，由示波器采样、显示，采样数据传送到 PC 机上，用于后续的数据分析。超声分析仪与探头连接，用于超声波的激励、接收、放大等。使用的超声频率范围为 5-10MHz，横向分辨能力 1mm 以上，扫描点长不大于 0.4mm。

### 2. 估计超声频谱偏移量参数，获得超声频谱偏移量参数矩阵

超声频谱偏移量参数能有助于定征骨骼强度，辅助骨质疏松的诊断。超声在骨结构中的频谱偏移量参数  $f_s(z)$  可按如下公式计算：

$$f_s(z) = \frac{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} f \langle S_s(f, z) \rangle df}{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} \langle S_s(f, z) \rangle df} - f_c \quad (1)$$

其中， $\langle S_s(f, z) \rangle$  是背散射信号的平均功率幅度谱， $f_{\min}$  和  $f_{\max}$  分别是探头带宽的最小和最大值， $f_c$  是探头的中心频率。 $z$  是超声传播距离，即骨成像平面与探头平面的距离。由于超声声束在焦平面处的直径最小，在我们的成像方法中，取超声传播距离=焦距+焦距长度/2，记为  $z_1$ 。 $\langle S_s(f, z) \rangle$  的计算过程具体如下：

(1) 假定松质骨中声速为  $c_b$  (如 2,000m/s)，使用对应于超声传播距离范围  $(0, z_1)$  的时间窗，选取  $(x, y)$  扫描处回波上的一段信号。

(2) 对于选取的一段信号乘以时间窗，然后用傅立叶变换法求得其功率幅度谱。

(3) 对以  $(x, y)$  位置为中心的周围若干条信号(本发明例子中取  $3 \times 3$  条信号，一般可取  $2 \times 2 \sim 6 \times 6$  条信号)作如上相同的处理，求得平均功率幅度谱  $\langle S_s(f, z_1) \rangle$ 。

松质对骨样本扫描平面每一个  $(x, y)$  处做如上处理, 得到频移量参数矩阵, 矩阵的每个元素是对应于相应扫描位置的频移量参数值  $f_s(z_1)$ 。

### 3. 比例映射, 完成超声频移量参数成像

由于超声衰减引起的频率偏移量为负值, 我们将计算误差引起的正值  $f_s(z_1)$  设定为 0, 然后将频移量  $f_s(z_1)$  的绝对值比例调整, 映射成相应  $(x, y)$  处的象素值, 从而获得超声频移量参数图像。

本发明方法可以更好的反映松质骨微结构特征, 而且便捷、快速。

## 附图说明

图 1 成像硬件系统框图, 聚焦超声探头 (Panametrics, Waltham, MA) 参数为: 中心频率 10MHz, 焦距 38.1mm, 焦柱长 0.9mm, 焦点直径 0.54mm, 带宽 6.58-14.16MHz。

图 2 成像扫描示意图, 骨样本尺寸为 20mm×20mm×10mm, 扫描步长为 0.14 mm。

图 3 (a) 从离体牛胫骨样本获取的某扫描处的背散射信号 (4.5 $\mu$ s 信号窗内的信号用于计算频移量参数值); 图 3 (b) 为图 3 (a) 背散射信号的功率幅度谱;

图 4 (a) 离体牛胫骨样本的频移量参数图像 (ROI: 7.62mm×7.62mm, 象素数: 28×28); 图 4 (b) 离体牛胫骨样本的  $\mu$ -CT 图像。

图中标号: 1为PC机, 2为示波器, 3为超声分析仪, 4为扫描系统, 5为超声探头, 6为水箱, 7为离体松质骨。

## 具体实施方式

### 实施例:

下面以某离体牛胫骨样本为例, 介绍整个超声背散射成像方法的过程, 并在最后把背散射图像与 $\mu$ -CT 图像比较来展示结果。

#### 1、硬件设计与参数估计

现举例说明超声频移量参数成像的硬件设计与参数估计方法。硬件系统框图如图 1 所示。系统中, 超声探头固定于一根金属导管底部, 金属导管在扫描系统 (UltraPAC C-scan system, USA) 的自动控制下, 可在  $x$ - $y$  平面上网格状等间距地扫描, 扫描步长为 0.14 mm。使用的聚焦超声探头 (Panametrics, Waltham, MA) 参数为: 中心频率 10MHz, 焦距 38.1mm, 焦柱长 0.9mm, 焦点直径 0.54mm, 带宽 6.58-14.16MHz。在每一个扫描位置, 用同一探头发射和接收超声信号。

松质骨样本尺寸为 20mm×20mm×10mm, 把松质骨置于装满蒸馏水的水槽中, 使松质骨的主压力方向与超声探头平面垂直 (也就是骨小梁方向与超声探头平面平行), 探头焦点位于松质骨样本表面下约 1mm 的位置。扫描过程中, 在每个扫描点, 探头向骨样本的  $x$ - $y$

平面垂直发射超声脉冲，背向散射信号由同一探头接收，并由示波器(Agilent 54642A)采样、显示，采样频率为 40MHz，采样数据通过 IEEE488 总线传送到 PC 机上。超声分析仪(Panametrics, 5900PR)与探头连接，用于超声波的激励、接收、放大。更细节的超声背散射成像的扫描方式如图 2 所示。

在离体松质骨样本上，扫描位置(7, 7)处的背散射时间信号如图 3(a)所示。对应的功率幅度谱如图 3(b)所示。按照公式 1，可求得(7, 7)扫描位置处的超声频移量参数。

## 2、超声频移量参数成像结果与分析

背散射成像在某感兴趣区域(ROI)内的结果如图 4(a)所示，相应的  $\mu$ -CT 图像如图 4(b)所示，它们都给出了骨微结构信息。图 4(a)右边的颜色条给出对应的频移量。白色像素代表此骨样本 ROI 内最大频移量(1MHz)的位置，也就是骨小梁密集处；黑色像素代表此骨样本 ROI 内偏移量为 0 的位置，也就是骨结构中的空洞处。灰白色的像素点连接在一起，给出骨组织疏密的结构信息。图 4(a)与图 4(b)相比，两者都给出了骨小梁的分布信息，且图像相似。两图存在差别的主要原因是：(1)  $\mu$ CT 图像(图 4(b))给的是某一平面上的骨小梁分布信息，而超声背散射频移参数图像(图 4(a))反映的是某一块三维骨结构在超声方向上的疏密程度。其二，ROI 位置的精确确定存在困难，图 4(a)与图 4(b)两者对应的 ROI 并非完全在相同位置。但初步的结果表明，超声背散射频移参数图像有助于直观显示骨结构分布情况，给出与  $\mu$ CT 图像不同的骨结构信息。超声频移量参数能反映骨微结构对超声的衰减作用程度，由于骨小梁的衰减系数比骨髓等其他物质的衰减大，超声的频移量与骨小梁的分布疏密有关，因此，超声频移量越大，说明此骨样本内的骨小梁结构更为密集。

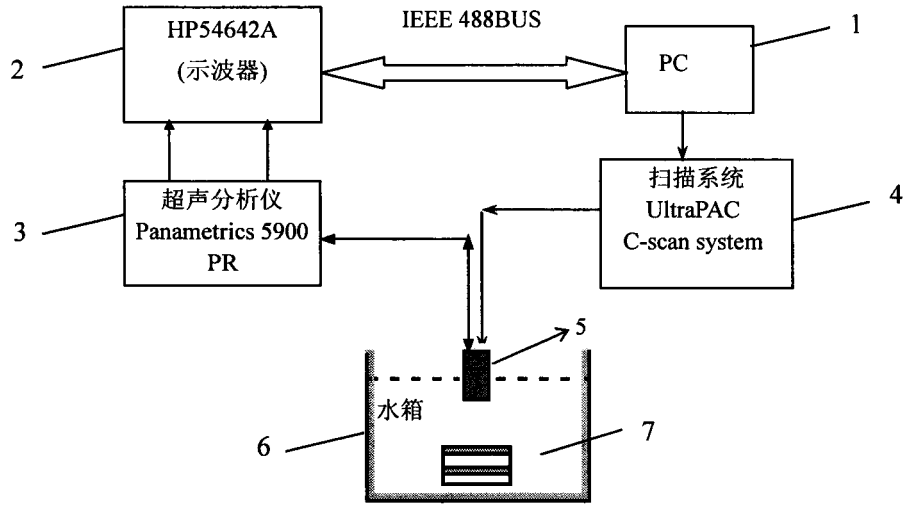


图 1

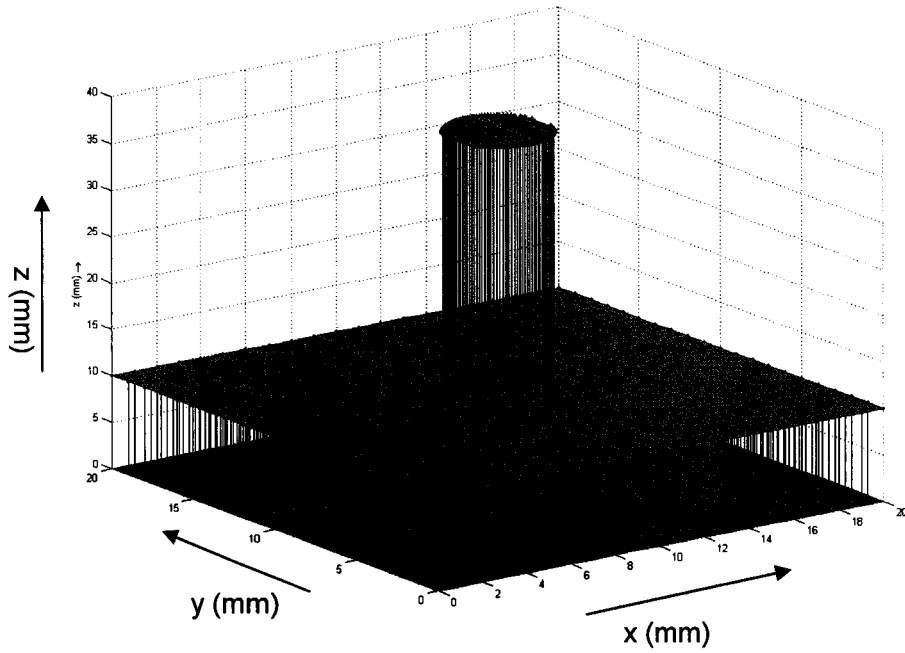


图 2

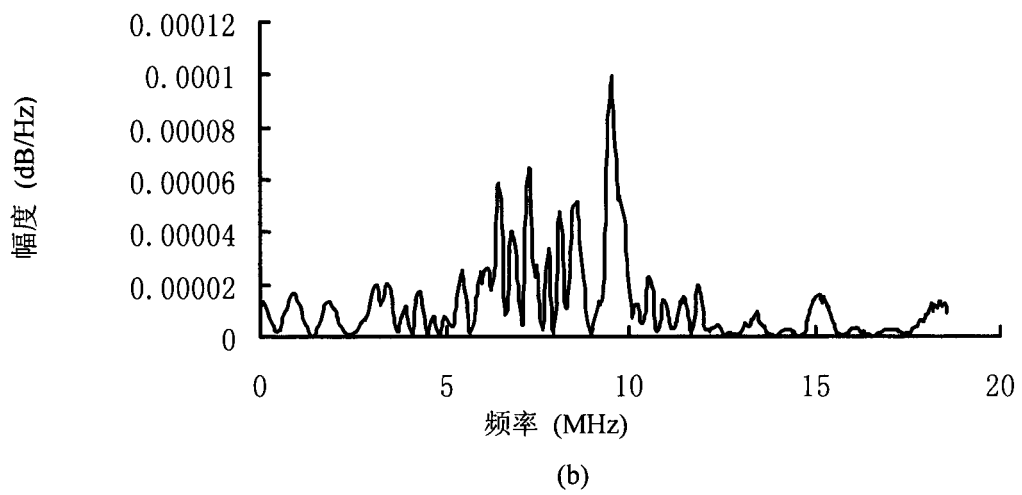
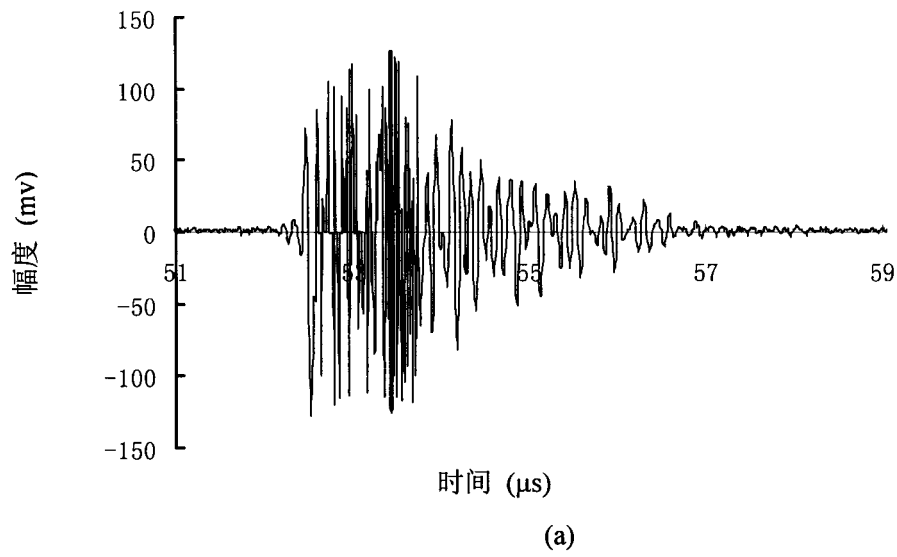
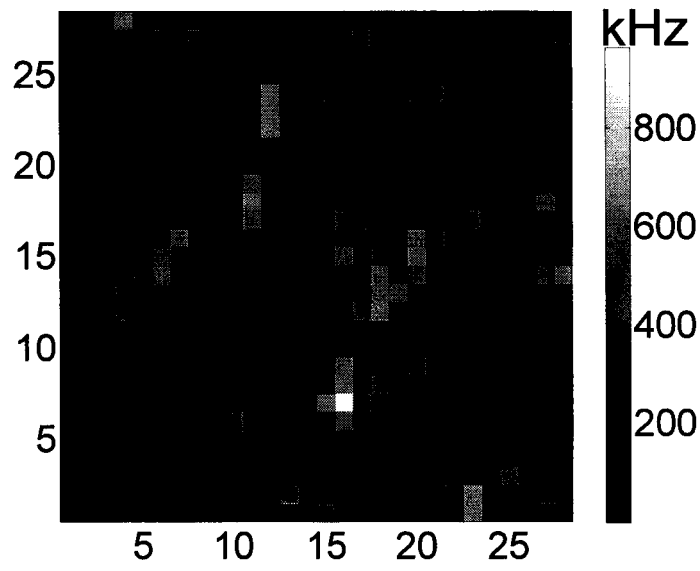
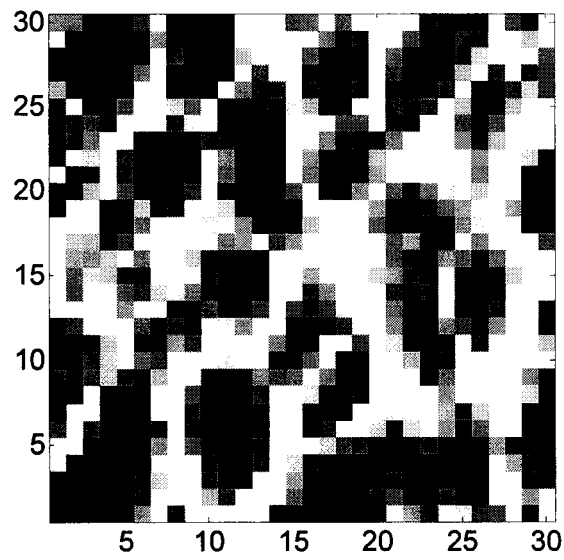


图 3



(a)



(b)

图4

专利名称(译)	用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101658434A</a>	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	CN200910195459.0	申请日	2009-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	他得安 黄凯 王威琪 杨白丁		
发明人	他得安 黄凯 王威琪 杨白丁		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	陆飞		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于超声医学技术领域，具体为一种用于定征松质骨微结构的超声频谱偏移量参数成像方法。该方法用单个高频超声探头扫描待测松质骨，在每一个扫描位置，向松质骨垂直发射超声脉冲波；超声波的传播受到松质骨微结构的作用，背向散射回来的超声信号由同一探头接收；对每一个扫描位置处接收的信号分别进行信号处理，提取接收信号与发射信号的频谱偏移量参数，获得对应于扫描区域的超声频谱偏移量参数矩阵；把参数矩阵映射成超声频谱偏移量参数图像，像素值与参数值成比例关系。本发明首次提出利用背散射信号的频谱偏移量参数对松质骨进行超声成像的方法，相比于传统的基于透射法的松质骨超声成像方法，能更好地反映松质骨微结构特征。

