

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/13 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200710020172.5

[45] 授权公告日 2009 年 3 月 18 日

[11] 授权公告号 CN 100469323C

[22] 申请日 2007.2.27

[21] 申请号 200710020172.5

[73] 专利权人 中国科学技术大学

地址 230026 安徽省合肥市金寨路 96 号

[72] 发明人 彭 虎 郑驰超

[56] 参考文献

US2005/0197576A1 2005.9.8

JP2000-175911A 2000.6.27

US2005/0004457A1 2005.1.6

审查员 费金娥

[74] 专利代理机构 安徽合肥华信知识产权代理有限公司
代理人 陈 进

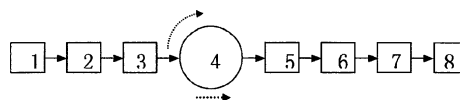
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 2 页

[54] 发明名称

一种测量骨骼宽带超声衰减的超声 CT 成像方法

[57] 摘要

本发明公开一种非衍射超声波检测骨骼宽带超声衰减(BUA)参数的超声 CT 成像方法。利用 BUA 的变化来反映骨(矿)密度,是早期无损伤诊断骨质疏松症的技术。本发明采用非衍射超声声场作为发射声场,将穿过骨骼的超声信号通过适当数学物理方法处理得到 BUA 参数,再通过 CT 成像技术重建骨骼的 BUA 切片图像。所说的非衍射声场可以是零阶贝塞尔(Bessel)超声声场或零阶 X-wave 超声声场。与传统超声检测 BUA 及 X-射线法相比,本发明给出了骨骼的切片信息,而且无辐射、成本低,小型化;因非衍射波方向性好,能量集中,所以成像分辨率较高。



1. 一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法，其特征在于本方法采用非衍射波作为发射声场对骨骼BUA进行测量。
2. 如权利要求1所述测量骨骼宽带超声衰减BUA的超声CT成像方法，其特征在于所述非衍射波是零阶贝赛尔波或零阶x-wave波。
3. 如权利要求1或2所述测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法，其特征在于所述非衍射波用环形超声传感器发射，该环形超声传感器上的激励信号是特定的。
4. 一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法，其特征在于利用非衍射波声场测量出的BUA参数作为新的原始数据，结合CT成像技术对BUA进行二次数据处理得出骨骼断层的BUA值成像。
5. 如权利要求4所述一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法，其特征在于所说CT成像技术是应用CT测量方式及其成像算法得出骨骼断层BUA成像。
6. 如权利要求5所述一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法，其特征在于所说CT成像算法是采用中心切片定理所确定的算法。

一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法

技术领域：

本发明属于医学超声应用领域，基于骨骼对超声波的吸收特性对骨（矿）密度测量，实现对骨骼宽带超声衰减（BUS）的断层成像。

背景技术：

骨质疏松症（Osteoporosis，简称：OP）是老年人普遍面临的一个问题，由于尚无有效和安全的方法治愈OP症，因此对OP症及时、准确的早期诊断成为各国研究的热点。反映OP症的主要指标是骨矿密度（Bone mineral density，简称：BMD），目前利用定量超声技术（Quantitative Ultrasonic technique，简称：QUS）检测骨（矿）密度是一种无损伤的创新技术。QUS是利用宽带超声衰减（Broadband ultrasound attenuation，简称：BUA）的变化来反映骨（矿）密度，且能够反映骨小梁结构的信息。

传统的超声骨（矿）密度测量是采用透射法，即采用两个传统的超声探头，一个是发射超声探头，一个是接收超声探头，将骨骼透射信号的频率与水的透射信号的频率比就是骨骼的超声衰减曲线，通过适当数学处理和变换得到BUA参数。但是传统的方法存在的缺陷在于：1、只能测量骨骼整体的BUA值，不能反映BUA在骨骼中的逐点分布；2、传统的超声探头发射的声场存在衍射效应，传播过程中逐渐发散，有效声场直径相应变大，所以BUA测量的方向性较差，即直接影响检测成像的分辨率。与X-射线成像测量骨（矿）密度方法相比，传统的BUA测量所反映的骨（矿）密度信息量有较大局限。但是众所周知X-射线对人体是有害的，而且测量成本较高，装备的体积较大，需要超高电压供电，根本无法携带。

鉴于现有技术存在的不足，特提出本发明。

发明内容：

针对现有技术的不足，本发明提出采用能量分布比较集中的声场，如非衍射超声波作为测量声场，对骨骼BUA进行测量。非衍射超声声场是在20世纪80年代被发现，并在实验室获得成功。本发明在于首次提出将非衍射超声波束用于骨骼密度BUA切片成像的医用领域。

本发明的实现方式：特征在于采用非衍射波作为超声测量声场对BUA进行测量。所说非衍射波可以是零阶贝赛尔(bessel)波或零阶x-wave波。非衍射超声探头可以是由环行超声传感器实现。利用特定的激励信号，环行超声传感器发射出非衍射超声波束对骨骼进行检测。

理论上非衍射超声声场在传播过程中是不发散的，方向性非常好。而实际上如采用有限尺寸传感器，所产生的非衍射超声声场虽然是理论声场的近似，但通过计算机仿真和实验发现在沿传播方向一定距离内仍具有较好的方向性。

本发明的另一个重要内容就是把CT成像技术应用于BUA测量，产生一种全新模式的X-CT骨骼断层的BUA值成像。传统的超声BUA测量或上述的用非衍射波的超声BUA测量是通过一定的数学物理关系(方法)从检测的超声信号中提取BUA参数，但所提取的BUA参数是骨骼在声波传播方向的投影，并不能给出被测样品内的BUA分布信息。本发明采用CT测量方式及其成像算法，创造性地将已提取的BUA参数作为一组新的原始数据，利用中心切片定理对该数据进行二次处理，即可得到骨骼在一个层面上的BUA值分布状况，可以准确和详细地反映出骨骼不同部位的密度值。

本发明在医学成像诊断中具有重要意义，它将传统的超声对器官边界的形态学成像转换为超声功能成像，也就是对骨骼的物理参数BUA的形态学成像，开创了新的医学超声检测领域。由于本发明采用了非衍射超声波作为探测声场，系统具有较高的BUA成像分辨率。同常规的X-射线投影成像检测骨密度相比，本发明给出了骨头的切片信息，更有利于对病症(骨质疏松症)的正确诊断。本发明无需高压供电，体积可以做得较小，可便携使用。本发明相对其它方法，具有无辐射、成本低等优点。

附图说明：

图1为总体结构框图：其中，1为任意波形发生器、2为高频宽带放大器、3为环形超声发射传感器(即为非衍射超声脉冲发射探头，简称：发射探头[3])、4为骨骼、5为超声接收传感器(简称：接收探头[5])、6为接收高频放大器和模数(即A/D)转换器、7是数据处理及BUA计算单元、8为重建BUA切片图像单元。

图2为环形超声发射传感器[3]的展开图。

图3数据处理及BUA计算单元[7]示意图。

图4是重建BUA切片图像单元[8]的展开图。

具体实施方式：

下面结合附图说明本发明具体实施方式。首先由任意波形发生器[1]输出所设定波形，经高频宽带放大器[2]放大后作为激励信号推动环形超声发射传感器[3]发射出非衍射超声脉冲波。非衍射超声脉冲波束穿透骨骼[4]后由超声接收传感器[5]（即接收探头[5]）转换为接收信号，该接收信号通过接收高频放大器及模数（A/D）转换器[6]成为数字信号，再通过数据处理及BUA计算单元[7]转换为BUA投影信号，最后通过重建BUA切片图像单元[8]，利用CT成像算法重建骨骼的BUA切片图像。另外为了满足CT成像算法的要求，超声发射探头[3]和超声接收探头[5]或骨骼[4]在测量中要做相应的转动和平动。

环形超声发射传感器[3]，它是由若干个同心圆环作为信号发射器阵列。如果孔径越大圆环越多，环宽越窄环距越小，则所发射的信号就越接近于理论上的表达式。

下面给出利用环形超声发射传感器[3]产生两种非衍射超声波的例子。

1、零阶脉冲Bessel超声声场

在圆柱坐标系 (r, θ, z) 下，零阶Bessel超声声场的分布为：

$$U(r) = AJ_0(k_r r) e^{jk_z z} \quad (1)$$

如果环形超声发射传感器[3]位于 $z=0$ 的平面，则施加在该传感器上的激励信号为：

$$U(r) = AJ_0(k_r r) \quad (2)$$

通常Bessel超声波是连续波，为了能够发射脉冲波，取振幅 A 为某个频率 ω 的函数，即 $A = A(\omega)$ 。可选择 $A(\omega)$ 为脉冲信号的频率响应。即：

$$U(r) = A(\omega) J_0(k_r r) \quad (3)$$

ω 与波数 k 及其它参数 k_r, k_z 之间的关系是

$$k = \omega/c \quad (4)$$

$$k^2 = k_r^2 + k_z^2 \quad (5)$$

上式中 c 是声速。从傅立叶原理来讲我们发射了不同频率的Bessel超声声场。因此实际的声场将是这些频率分量产生的超声声场的叠加，因此其结果将是零阶脉冲Bessel的超声声场。把(3)式决定的信号施加在环行传感器上，传感器就可发射零阶脉冲Bessel波。

2、零阶X-wave超声声场

在圆柱坐标系 (r, θ, z) 下, 零阶X-wave声场的分布为:

$$\Phi_{XBB_0}(r, \omega, z, t) = \frac{\alpha_0}{\sqrt{(r \sin \zeta)^2 + [\alpha_0 - i(z \cos \zeta - ct)]^2}} \quad (6)$$

如果环形发射传感器[3]位于 $z=0$ 的平面, 施加在该传感器上的激励信号为

$$\Phi_{XBB_0}(r, \omega, z, t) = \frac{\alpha_0}{\sqrt{(r \sin \zeta)^2 + (\alpha_0 + ict)^2}} \quad (7)$$

从公式中可以看出, X-wave在时域中是有限的, 因此它实际上就是脉冲波。把(7)式决定的信号施加在环行传感器上, 传感器就可发射零阶X-wave波。

为了配合CT成像算法, 超声发射传感器[3] (即发射探头[3]) 和超声接收传感器[5] (即接收探头[5]) 与被测骨骼[4]之间的相对移动, 一般可以分解为平动和转动。

比如首先超声发射探头[3]和超声接收探头[5]沿某一个方向 φ 直线平行移动, 在位置点 p 上测量骨骼[4]一个BUA值。设该位置的超声透过骨骼[4]的信号频谱是 $V_b(p, f, \varphi)$, 透过水的超声信号频谱是 $V_w(p, f, \varphi)$ 。其中 f 是超声频率。则相应的 $BUA(p, \varphi)$ 值可由下式得到:

$$20 \lg \left| \frac{V_b(p, f, \varphi)}{V_w(p, f, \varphi)} \right| = c + BUA(p, \varphi) \times f \quad (8)$$

公式(8)的实现是在数据处理及BUA计算单元[7]中完成的。当超声发射探头[3]和超声接收探头[5]在沿着此 φ 方向上平行移动时, 就可以在不同的位置点 p 测量得到一个方向的所有 $BUA(p, \varphi)$ 值。然后将超声发射探头[3]和超声接收探头[5]的转动方向 φ 沿顺时针或逆时针改变, 重复上述的测量操作, 即可得到骨骼[4]在超声发射探头[3]和超声接收探头[5]处于所有方向和所有位置情况下的 $BUA(p, \varphi)$ 值;

顺便指出为了提高接收信号的信噪比, 扩展超声波测量深度, 可以采用超声波编码发射和接收技术, 这时数据处理及BUA计算单元[7]应配置匹配滤波器。

在重建BUA切片图像单元[8]中利用CT成像技术重建BUA切片图像。已有多种CT成像算法, 其中利用中心切片定理重建BUA切片图像的方法如下: 将经过数据初步处理得到的 $BUA(p, \varphi)$ 函数对参数 p 进行一维Fourier变换得到切片图像的频谱函数

$BUA_F(R, \varphi):$

$$BUA_F(R, \varphi) = \int BUA(p, \varphi) \exp(-j2\pi Rp) dp \quad (9)$$

然后再对 $BUA_F(R, \varphi)$ 进行Fourier反变换即可得骨骼在一个切片上的BUA图像

$f(r, \phi):$

$$f(r, \phi) = \iint BUA_F(R, \varphi) \exp[j2\pi Rr \cos(\varphi - \phi)] R dR d\varphi \quad (10)$$

公式(10)是极坐标下的Fourier反变换, 当然, 也可用直角坐标系下的Fourier反变换重建图像。

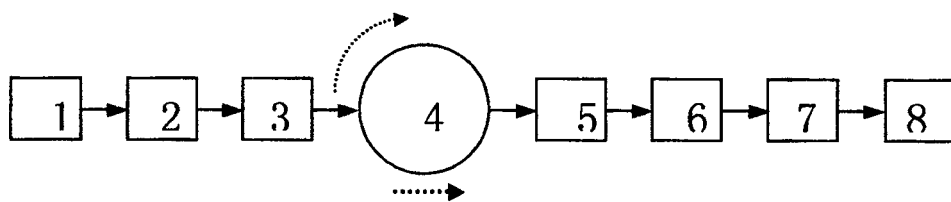


图 1

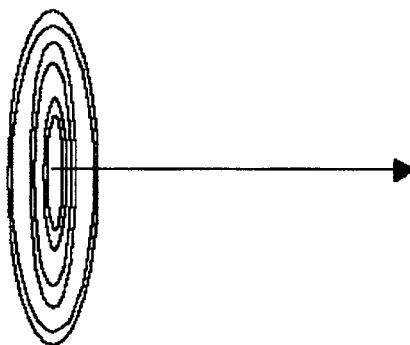


图 2

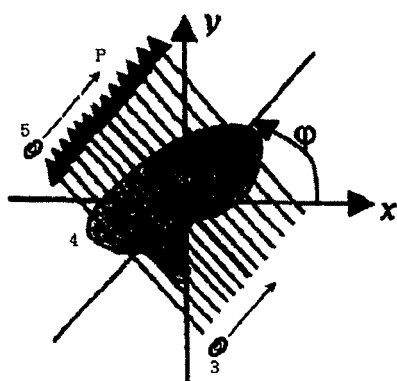


图 3

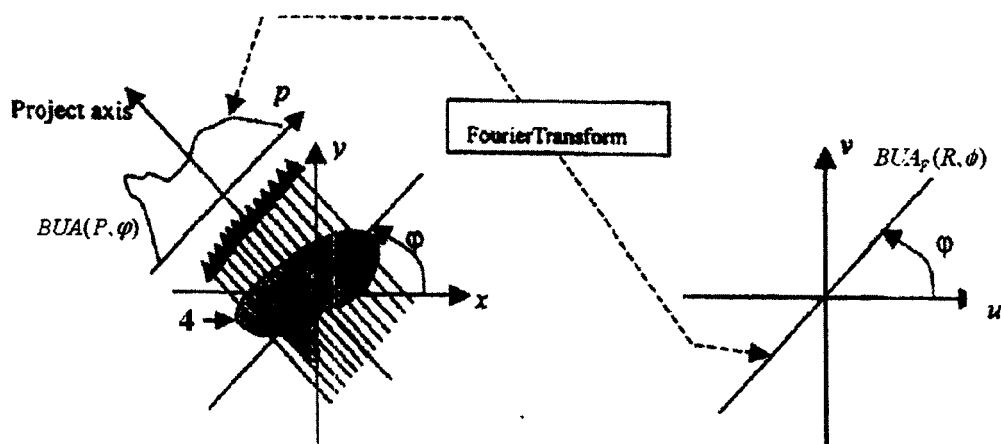


图 4

专利名称(译)	一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法		
公开(公告)号	CN100469323C	公开(公告)日	2009-03-18
申请号	CN200710020172.5	申请日	2007-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
[标]发明人	彭虎 郑驰超		
发明人	彭虎 郑驰超		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/00		
代理人(译)	陈进		
其他公开文献	CN101015464A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种非衍射超声波检测骨骼宽带超声衰减(BUA)参数的超声CT成像方法。利用BUA的变化来反映骨(矿)密度，是早期无损伤诊断骨质疏松症的技术。本发明采用非衍射超声声场作为发射声场，将穿过骨骼的超声信号通过适当数学物理方法处理得到BUA参数，再通过CT成像技术重建骨骼的BUA切片图像。所说的非衍射声场可以是零阶贝塞尔(Bessel)超声声场或零阶X-wave超声声场。与传统超声检测BUA及X-射线法相比，本发明给出了骨骼的切片信息，而且无辐射、成本低，小型化；因非衍射波方向性好，能量集中，所以成像分辨率较高。

