



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106037818 B

(45)授权公告日 2018.11.27

(21)申请号 201610499165.7

WO 2014/118781 A1,2014.08.07,

(22)申请日 2016.06.29

WO 2015/077088 A1,2015.05.28,

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106037818 A

Bahman Lashkari等.The application of backscattered ultrasound and photoacoustic signals for assessment of bonecollagen and mineral contents.

(43)申请公布日 2016.10.26

《Quantitative Imaging In Medicine And Surgery》.2015,第5卷(第1期),

(73)专利权人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)

西源大道2006号

Idan Steinberg等.Multispectral photoacoustic method for the early detection and diagnosisof osteoporosis.

(72)发明人 杨立峰 王亚非 彭真明 张希仁

(74)专利代理机构 成都弘毅天承知识产权代理

有限公司 51230

《Photonic Therapeutics and Diagnostics IX》.2013,

代理人 李春芳

Idan Steinberg 等.Investigation of a dual modal method for bone pathologies usingquantitative ultrasound and photoacoustics.《Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing》.2015,

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

审查员 王珊珊

(56)对比文件

CN 104622510 A,2015.05.20,

CN 101401732 A,2009.04.08,

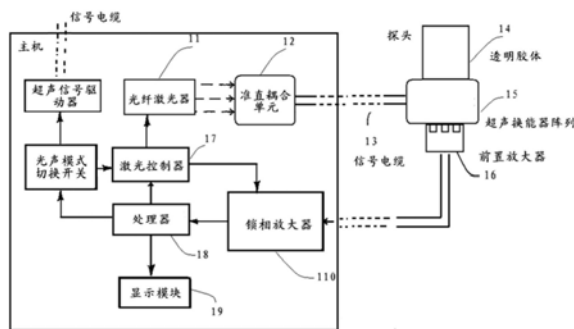
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置

(57)摘要

本发明公开了一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置,它由两部分组成,即主机和探头,其中主机包括激光器、激光调制器、准直耦合单元、显示模块、光声模式切换开关、超声信号驱动器和处理器;所述的探头是由声发射聚焦探头、前置放大器、超声换能器阵列、透明胶体组成,所述的透明胶体粘贴在人体皮肤上,本发明报导的装置兼具光声和超声的优点,解决现有骨质量评价DXA无法提供骨胶原信息,而骨质量取决于骨密度和骨胶原蛋白,其中骨密度决定骨强度,骨胶原蛋白含量决定骨韧性,光声/超声成像技术将显著提高对骨质量的评价能力。本发明具有无创伤、无辐射、检测成本低、评估准确等明显优势。



CN 106037818 B

1. 一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,包括主机和探头;
 所述的主机,其中包括,处理器和由处理器控制的光声模式切换开关、激光控制器;
 所述的主机,其中包括,超声信号驱动器,通过光声模式切换开关接收处理器的第一输出信号且输出超声波至人体;

所述的主机,其中还包括,激光器,通过激光控制器接收处理器的第二输出信号且输出准直激光至人体,光声模式切换开关还控制激光控制器的导通或截止;

所述的探头,其中包括,声发射聚焦探头,探测对应超声波经人体反射后的骨密度反馈信号并转换成电信号且输出至处理器;

所述的探头,其中还包括,超声换能器阵列,探测对应激光经人体后产生的超声骨胶原蛋白反馈信号并转换为电信号且输出至处理器;

处理器,根据超声波或准直激光的频谱特征,结合电信号,获得相关信号,设置参考信号,再由相关信号和参考信号求出第一频率特征比值;切换当前的工作模式,获得第二频率特征比值,根据第一频率特征比值和第二频率特征比值,获得骨评价线性函数,由骨评价线性函数值得出人体是否存在骨质疏松;

第一频率特征比值AIB计算方式如下,

$$AIB = \frac{1}{\Delta f} \int_{\Delta f} 20 \log_{10} \left(\frac{S_B}{S_{ref}} \right) df$$

其中, Δf 为频率变化量, S_B/S_{ref} 为相关信号比参考信号;

骨评价线性函数QE如下,

$$QE = k_1 AIB_{PA} + k_2 AIB_{US} + k_3$$

其中, AIB_{PA} 为骨胶原蛋白频率特征比值, AIB_{US} 为骨密度频率特征比值, k_1, k_2, k_3 为待定经验系数, $0.5 \leq k_1 \leq 4.5$ 且 $-3.5 \leq k_2 \leq 2.5$ 。

2. 根据权利要求1所述的一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,所述的激光器选用多波长调谐光纤激光器,其波段至少包括905nm、1064nm以及1550nm三个波段。

3. 根据权利要求1所述的一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,所述的激光器,其峰值功率范围为50W至300W。

4. 根据权利要求1所述的一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,所述的激光控制器的调制方式为脉冲调制或连续调制。

5. 根据权利要求1所述的一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,所述的声发射聚焦探头,其中包括用于探测骨密度反馈信号的聚焦声学换能器。

6. 根据权利要求1所述的一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,其特征在于,还包括透明胶体,准直激光通过透明胶体照射至人体,其选为对830nm至2300nm频率范围激光透过率大于85%的透明乳胶。

一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置

技术领域

[0001] 本发明涉及骨密度检测技术领域,具体涉及一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置。

背景技术

[0002] 据2009年骨质疏松症中国白皮书报道:我国已成为世界上拥有骨质疏松症或骨密度低患者最多的国家,约有患者2.14亿,随着人口平均预期寿命的提高和老龄化的出现,预计至2020年,骨质疏松症或骨密度低患者将达到2.86亿,而在骨质疏松症或骨密度低患者中将约有20%发生骨质疏松性骨折。骨质疏松症也是一个消耗国家大量医疗资源和经济资源的慢性病,按发病率逐年增加计算,在2006年用于由骨质疏松引起的髋部骨折治疗的费用将在63.5亿元之上(最高可达103.8亿元),至2020年预计会增至850亿元以上,可见骨质疏松症已经成为备受关注的社会问题,它不仅给患者本人带来生活的不便,而且给社会医疗保障体制带来很大负担。不仅仅在中国,骨质疏松症(Osteoporosis,OP)同样也引起了世界各国的重视。

[0003] 按照世界卫生组织(World Health Organization,WHO)标准分类被(DXA,Dual-energy X-ray absorptiometry)检测定义为中等风险的人群中将近55%的人已经患有骨质疏松症,正常骨密度人群中25%的也存在骨折风险。但这部分人利用DXA无法检测出,这使得人们怀疑DXA的准确度。

[0004] DXA方法评估已发生严重骨质疏松症的患者直观明了,但是由于上述原因,无法对早期骨质疏松相关的胶原蛋白含量进行检测,同时也无法对骨折风险进行有效评估。究其原因是以骨密度为测量目标的DXA对骨胶原蛋白的变化无能为力,同时却在测量过程中破坏骨胶原蛋白的交联结构。而近年来,Wang XD和S.V.Carrin等均证实骨胶原蛋白是影响骨质结构和弹性模量的重要因素。

[0005] 同时我们也注意到多项关于骨质疏松症测量方法的发明专利,如《定量测量骨矿密度超声波探头》(CN1969762A)通过超声测量探头精准测量超声横波在骨骼中传播时间,计算出其传播速度,从而反映出骨矿密度信息,判断骨质疏松状况;《超声骨密度测量分析系统》(CN101401732A)通过测量被测者跟骨密度、超声在跟骨中的传播速度和宽带超声衰减,计算骨强度指数和骨密度;《一种适用于超声骨质疏松测试仪的足跟宽度测量装置及其测量方法》(CN102670257A)采用两块夹板及弹簧相互配合的方法,测量被测者足跟骨的密度,据此判断骨质疏松症的状况;《一种测量骨骼宽带超声衰减的超声CT成像方法》(CN1010154-64A)公布了利用穿过骨骼的超声信号通过适当的数学物理方法处理得到超声衰减参数,根据超声衰减系数来判断骨质疏松症的状况。

[0006] 以上这些方法采用的超声或者量化超声的方法来判断骨质疏松症的状况,但是研究表明,骨质疏松症引发的骨质量问题不仅与骨密度有关,而且与骨胶原蛋白含量有密切关系。本发明提出一种新型骨质疏松症的检测方法,不仅能检测出骨矿物密度,而且能检测出骨胶原蛋白含量,本发明具有以下显著的创新性:(1)解决现有骨质量评价取决于骨密度

和骨胶原蛋白,其中骨密度决定骨强度,骨胶原蛋白含量决定骨韧性(2)现有的DXA无法提供骨胶原信息,光声/超声成像技术将显著提高对骨质量的评价能力。

发明内容

[0007] 针对上述现有技术,本发明目的在于提供一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法,其旨在解决无创伤早期骨质量评价,尤其是婴幼儿的骨质量评价,以及康复过程中骨质量检测的问题。

[0008] 为达到上述目的,本发明采用的技术方案如下:

[0009] 一种光声和超声双模式骨质疏松症检测装置,包括主机和探头;所述的主机,其中包括,处理器和由处理器控制的光声模式切换开关、激光控制器;所述的主机,其中包括,超声信号驱动器,通过光声模式切换开关接收处理器的第一输出信号且输出超声波至人体;所述的主机,其中还包括,激光器,通过激光控制器接收处理器的第二输出信号且输出准直激光至人体,光声模式切换开关还控制激光控制器的导通或截止;所述的探头,其中包括,声发射聚焦探头,探测对应超声波经人体反射后的骨密度反馈信号或接收对应准直激光经人体反应后的骨胶原蛋白反馈信号;所述的探头,其中还包括,超声换能器阵列,转换声发射聚焦探头探测到的骨密度反馈信号或骨胶原蛋白反馈信号为电信号且输出至处理器。

[0010] 上述方案中,所述的主机和探头,其中主机包括激光器、激光调制器、准直耦合单元、显示模块、光声模式切换开关、超声信号驱动器和处理器;所述的探头是由声发射聚焦探头、前置放大器、超声换能器阵列、透明胶体组成,所述的透明胶体粘贴在人体皮肤上;

[0011] 所述的多波长调谐激光器与激光调制器相连接,激光器受到激光调制器的控制,可以输出不同调制光强的激光,同时也可以在不同波长下工作,激光能量被人体皮肤下骨胶原组织吸收后,由于光声效应形成表现骨组织吸收特征的超声波,光声腔中的压电换能器探测到超声波并将超声信号转化成电信号,传输给处理器;处理器接收到光声腔的电信号进行处理;

[0012] 进一步地,所述的激光器是多波长调谐激光器,该激光器作为光源,可以发出功率恒定的激光,并且波长范围覆盖830nm~2300nm,尤其是至少包括905nm、1064nm以及1550nm三个波段。

[0013] 进一步地,所述的激光器受到激光调制器的控制,可以输出不同调制光强的激光,同时也可以在不同波长下稳定工作,即光源峰值功率范围为50W~300W。

[0014] 进一步地,所述的激光器受到激光调制器的控制,输出的激光可以是脉冲调制,也可以是连续调制,例如啁啾信号调制。

[0015] 进一步地,所述的光声腔是由压电换能器和光声腔体构成。

[0016] 进一步地,所述的光声腔中的压电换能器具有宽频带响应特性,工作中心频带为2MHz,范围为0.5MHz~5MHz。

[0017] 进一步地,所述的透明胶体是指透明乳胶,其对红外激光的透过率很高,特别是830nm~2300nm范围的红外激光透过率大于85%。

[0018] 一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法,包括如下步骤,

[0019] 步骤1、控制光声模式切换开关选择光声模式或超声模式为当前工作模式;

[0020] 步骤2、根据当前的工作模式,由超声波或准直激光对人体作用,并通过声发射聚

焦探头探测反馈信号,再由超声换能器阵列转换该反馈信号,获得对应反馈信号的电信号;

[0021] 步骤3、根据超声波或准直激光的频谱特征,结合电信号,获得相关信号,设置参考信号,再由相关信号和参考信号求出第一频率特征比值;

[0022] 步骤4、切换当前的工作模式,跳转至步骤2,获得第二频率特征比值,根据第一频率特征比值和第二频率特征比值,获得骨评价线性函数,由骨评价线性函数值得出人体是否存在骨质疏松。

[0023] 上述方法中,所述的步骤3,其第一频率特征比值AIB计算方式如下,

$$[0024] \quad AIB = \frac{1}{\Delta f} \int_{\Delta f} 20 \log_{10} \left(\frac{S_B}{S_{ref}} \right) df$$

[0025] 其中, Δf 为频率变化量, S_B/S_{ref} 为相关信号比参考信号。

[0026] 上述方法中,所述的步骤4,其骨评价线性函数QE如下,

$$[0027] \quad QE = k_1 AIB_{PA} + k_2 AIB_{US} + k_3$$

[0028] 其中, AIB_{PA} 为骨胶原蛋白频率特征比值为第一频率特征比值或第二频率特征比值其中一个, AIB_{US} 为骨密度频率特征比值为第一频率特征比值或第二频率特征比值其中一个, k_1, k_2, k_3 为待定经验系数, $0.5 \leq k_1 \leq 4.5$ 且 $-3.5 \leq k_2 \leq 2.5$ 。

[0029] 以现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0030] (1) 无创伤性,与金标准DEXA方法相比较,避免X射线透射,可以用于儿童骨损伤检测和康复过程中骨质量评价,同时使用多个激光波长进行测量,有效避免人体个体差异对骨特性参数信号的影响,使得测量精度达到93.2%以上;

[0031] (2) 显著提高对骨质量的评价能力,包括DEXA难以评估的早期骨折风险评估。由于骨密度决定骨强度,骨胶原蛋白含量决定骨韧性,现有的DXA无法提供骨胶原信息,光声/超声成像技术将显著提高对骨质量的评价能力;

[0032] (3) 基于采用声学腔用于检测光声信号,使得信号增强达到三个数量级,提高检测能力。

附图说明

[0033] 图1为本发明的结构示意图;

[0034] 图2为探头超声换能器阵列分布示意图。

具体实施方式

[0035] 本说明书中公开的所有特征,或公开的所有方法或过程中的步骤,除了互相排斥的特征和/或步骤以外,均可以以任何方式组合。

[0036] 下面结合附图对本发明做进一步说明:

[0037] 实施例1

[0038] 本发明主要特点是:第一,首次提出使用骨胶原蛋白含量作为骨质疏松症重要参考值;第二,利用光声信号得到胶原蛋白含量和超声信号得到骨密度相结合;第三,无创伤、适用范围不受限制、价格低廉、便于推广。

[0039] 其结构如图1所示,一种光声/超声双模式骨质疏松症骨折检测新方法装置,它

由两部分组成,即主机和探头,其中主机包括激光器、激光调制器、准直耦合单元、显示模块、光声模式切换开关、超声信号驱动器和处理器;所述的探头是由声发射聚焦探头、前置放大器、超声换能器阵列、透明胶体组成,所述的透明胶体粘贴在人体皮肤上;

[0040] 所述的新型的光声/超声声双模式骨质疏松检测新方法的工作原理是:当工作模式切换到光声测量模式时,多波长调谐激光器与激光调制器相连接,激光器受到激光调制器的控制,将处理器产生的啁啾或脉冲信号加载到激光光束上,同时将啁啾或脉冲信号作为参考信号发送给锁相放大器;带有啁啾信号的激光光束通过激光准直单元后,入射到聚焦透镜组,使得激光光束聚焦到透明胶体覆盖的皮肤组织,激光能量被皮肤组织吸收后,由于光声效应形成超声波,压电换能器阵列探测到超声波,将声信号转换成电信号,前置放大器将压电换能器阵列采集到的电信号放大,得到对应频率的光声信号强度,输入到处理器处理后,处理结果可以通过显示模块显示。

[0041] 当切换成另一种模式是工作模式切换到超声测量模式时,选择不同的聚焦声学换能器发出超声波(1MHz~10MHz),聚焦声学换能器探测到超声波后,通过前置放大器将压电换能器阵列采集到的电信号放大,得到对应频率的光声信号强度,输入到处理器处理后,处理结果可以通过显示模块显示。

[0042] 在光声模式下:建立检测算法数学模型是选择光声技术的理论依据。产生的声信号在细胞组织中的传播方程可以用以下式子描述:

$$[0043] \quad \left[\frac{1}{v^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} - \nabla^2 \right] p = \frac{\alpha\beta}{C_p} \frac{\partial I}{\partial t} \quad (1)$$

[0044] 这里I表示激光光强,v是声波在细胞组织中传播速度, α 是光吸收系数, β 是热膨胀系数, C_p 是比热容,p是声压强。

[0045] 对于弱吸收组织细胞的情况,声压强p可以写为:

$$[0046] \quad p = k \frac{\beta v^n}{C_p} E_0 \alpha \quad (2)$$

[0047] 这里k是系统加权常数, E_0 为入射光强能量,n是实验经验常数(介于1和2之间)。

[0048] 这样采用啁啾信号如图2所示,其包括频率0.01MHz~10MHz的信号,时间延迟为0.1s,采样时间10分钟。

[0049] 当采集的声信号通过采用相关检测方式,在频域内,相关函数可表示为:

$$[0050] \quad R(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(\tau) \cdot r(t+\tau) d\tau \quad (3)$$

[0051] 其中s(τ)是采集到的声信号,r(t)是参考信号。

[0052] 为了提高信噪比,我们拟采用线性调频信号。瞬时频率被定义为:

$$[0053] \quad f(t) = f_c + \frac{B_{ch}}{T} t \quad (4)$$

[0054] 这里是 f_c 啁啾信号中心频率, B_{ch} 为啁啾信号频带带宽,T为调制时间。探测到的相关信号可以写为:

$$[0055] \quad R(\tau) = T \frac{\sin[\pi B_{ch}\tau(1-\tau/T)]}{\pi B_{ch}\tau} e^{j2\pi f_c\tau} \quad (5)$$

[0056] 尽管很多因素包括超声衰减,聚焦声学换能器传递函数等对式(5)有影响,拟采用参考信号对这些影响因素进行补偿。为了分析频谱特性,采用合适的时间窗口来分析相关信号的频率特性。

$$[0057] \quad AIB = \frac{1}{\Delta f} \int_{\Delta f} 20 \log_{10} \left(\frac{S_B}{S_{ref}} \right) df \quad (6)$$

[0058] 其中 S_B 为散射相关信号, S_{ref} 为参考信号。

[0059] 通过上面的计算可以得到 AIB_{PA} 和 AIB_{US} ,这样 AIB_{PA} 和 AIB_{US} 与骨密度BMD及BC的关系,可以定义为:

$$[0060] \quad BMD \propto AIB_{US} \quad (7)$$

$$[0061] \quad BC \propto AIB_{PA} \quad (8)$$

[0062] 评价骨质疏松程度的QE值不仅与骨密度有关,而且与骨胶原蛋白含量有密切关系。骨质量评价可以使用下述公式进行评价:

$$[0063] \quad QE = k_1 AIB_{PA} + k_2 AIB_{US} + k_3 \quad (9)$$

[0064] 其中 k_1, k_2, k_3 为待定经验系数,其中 $0.5 \leq k_1 \leq 4.5$ 且 $-3.5 \leq k_2 \leq 2.5$ 。

[0065] 作为该实现实例,给出一种检测的骨质量系数QE与 AIB_{PA} 和 AIB_{US} 的关系式:

$$[0066] \quad QE = 2.76 AIB_{PA} - 0.89 AIB_{US} + 2.83 \quad (10)$$

[0067] 其中 $QE \geq 15$ 为正常骨健康; $6 \leq QE < 15$ 为骨有轻微骨质疏松症; $2 \leq QE \leq 5.9$ 为骨质疏松症明显患者; $QE < 2$ 为高骨质风险患者。

[0068] 上述方法与标准的DXA方法判断的骨质疏松骨组织进行比较,给出相应的判断依据和结果。

[0069] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何属于本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

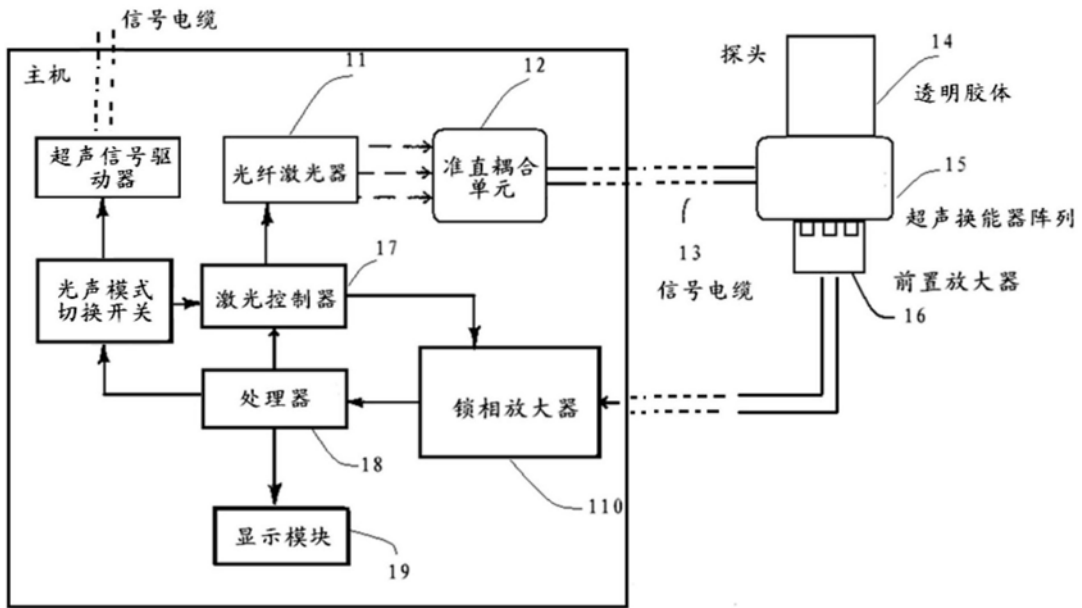


图1

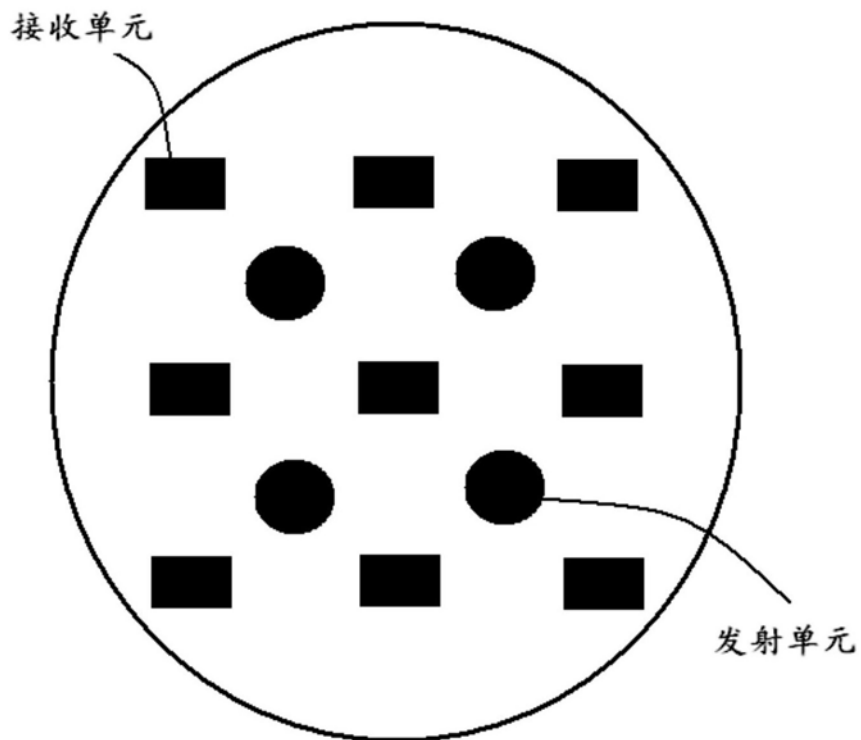


图2

专利名称(译)	一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置		
公开(公告)号	CN106037818B	公开(公告)日	2018-11-27
申请号	CN201610499165.7	申请日	2016-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	杨立峰 王亚非 彭真明 张希仁		
发明人	杨立峰 王亚非 彭真明 张希仁		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/4504 A61B5/4509 A61B5/7271 A61B8/0875 A61B8/4416 A61B8/5223 A61B2503/04 A61B2503/06		
代理人(译)	李春芳		
审查员(译)	王珊珊		
其他公开文献	CN106037818A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种光声和超声双模式骨质疏松症检测方法与装置，它由两部分组成，即主机和探头，其中主机包括激光器、激光调制器、准直耦合单元、显示模块、光声模式切换开关、超声信号驱动器和处理器；所述的探头是由声发射聚焦探头、前置放大器、超声换能器阵列、透明胶体组成，所述的透明胶体粘贴在人体皮肤上，本发明报导的装置兼具光声和超声的优点，解决现有骨质量评价DXA无法提供骨胶原信息，而骨质量取决于骨密度和骨胶原蛋白，其中骨密度决定骨强度，骨胶原蛋白含量决定骨韧性，光声/超声成像技术将显著提高对骨质量的评价能力。本发明具有无创伤、无辐射、检测成本低、评估准确等明显优势。

