



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103906474 B

(45)授权公告日 2016.12.07

(21)申请号 201280052071.5

里斯托·米吕莱

(22)申请日 2012.10.31

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103906474 A

代理人 白云 王漪

(43)申请公布日 2014.07.02

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据
20110378 2011.11.01 FI

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.04.23

(56)对比文件

US 2011/0188251 A1,2011.08.04,

CN 102186422 A,2011.09.14,

US 2003/0191409 A1,2003.10.09,

US 2004/0077949 A1,2004.04.22,

CN 1846631 A,2006.10.18,

CN 101454046 A,2009.06.10,

Manik Hapsara, Daciana D.

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/FI2012/051053 2012.10.31

Iliescu.Lamb Waves Detection in A Bovine Cortical Tibia using Scanning Laser Vibrometry.《PROCEEDINGS OR SPIE》.2008,第6920卷

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/064740 EN 2013.05.10

(73)专利权人 骨治医疗公司
地址 芬兰万塔

审查员 万语

(72)发明人 佩特罗·莫伊拉宁 尤西·蒂莫宁
万特·基拉帕 帕西·卡皮宁
爱德华·哈吉斯托姆
蒂莫·卡皮宁 赵作民

权利要求书2页 说明书10页 附图3页

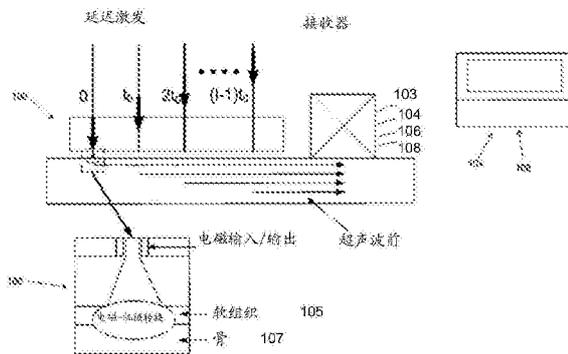
(54)发明名称

利用电磁波的骨骼方法和安排

(57)摘要

本发明的目的是一种用于骨骼驱动、骨骼检测以及骨骼治疗中的至少一项的利用电磁波的骨骼方法。在该方法中进行第一方法步骤和第二方法步骤中的至少一个,其中在该第一方法步骤中,借助于电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织(105)进入到骨骼(107)中。在该第二方法步骤中,借助于电磁波检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动,在至少一个记录位置处记录这些骨骼振动以形成机械波信息,并且所述至少一个记录位置离所述至少一个产生位置的距离是已知的,并且此外,在该第二方法步骤中基于至少一个记录信号来确定骨骼特性。

CN 103906474 B



1. 一种有待至少用于骨骼评估的利用电磁波的骨骼方法,其中在一个检测方法步骤中,借助于电磁波检测从骨到软组织的至少一个机械波的骨骼振动,在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波的骨骼振动以形成机械波信息,并且所述至少一个记录位置离至少一个产生位置的距离是已知的且是非零的,并且此外,在该检测方法步骤中基于至少一个记录信号来确定骨骼特性,其特征在于,在该方法中进行多个体内方法步骤,其中在一个激发方法步骤中,通过至少利用波长、声激发频率以及所产生斑点的形式的值作为要求值,通过电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织(105)进入到骨骼(107)中,以便进行穿过软组织产生所述至少一个机械波进入到该骨骼中的适当激发。

2. 根据权利要求1所述的骨骼方法,其特征在于,在该激发方法步骤中,在借助于电磁波产生至少一个机械波时使用多模式的轴向传输以便激发至少一个机械波。

3. 根据权利要求1所述的骨骼方法,其特征在于,在对骨骼振动进行的该检测中使用光学干涉测量法、光学相干断层成像术以及激光多普勒振动测量法中的至少一种。

4. 根据权利要求1所述的骨骼方法,其特征在于,对骨中的骨骼振动进行的该检测是基于对第一到达信号(FAS)和多种兰姆超声模式中的至少一项的检测。

5. 根据权利要求1所述的骨骼方法,其特征在于,在该激发方法步骤中,调谐该机械波的中心频率和型式中的至少一项,以便促进至少一种兰姆模式进入到该骨中的体内激发。

6. 根据权利要求5所述的骨骼方法,其特征在于,在对该机械波的中心频率和型式中的至少一项进行的该调谐中进行一个电磁源(100)阵列的相位延迟激发,以便促进至少一种兰姆模式进入到该骨中的该体内激发。

7. 根据权利要求1所述的骨骼方法,其特征在于,在该方法中利用以下装置(106),该装置用于通过进行以下运动中的至少一项来移动电磁波传感器(100,103):调谐这些电磁波传感器的垂直定位运动、这些电磁波传感器的自适应轴向定位运动、这些电磁波传感器的切向定位运动、这些电磁波传感器的方位角定位运动以及这些电磁波传感器的轴向扫描运动。

8. 根据权利要求7所述的骨骼方法,其特征在于,使用所形成的机械波信息来描绘该骨骼的骨物质特性。

9. 一种有待至少用于骨骼驱动、骨骼检测以及骨骼治疗中的一项的利用电磁波的骨骼安排,该安排包括:体内检测装置(103),该体内检测装置是用于借助于电磁波检测从骨到软组织的至少一个机械波的骨骼振动;第一处理装置(104),该第一处理装置是用于在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波的骨骼振动以形成机械波信息,并且所述至少一个记录位置离至少一个产生位置的距离是已知的且是非零的,并且该安排包括第二处理装置(108),该第二处理装置是用于基于至少一个记录信号确定骨骼特性,其特征在于,该安排包括体内激发装置(100),该体内激发装置是用于通过至少利用波长、声激发频率以及所产生斑点的形式的值作为要求值,通过电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织(105)进入到骨骼(107)中,以便进行穿过软组织产生所述至少一个机械波进入到该骨骼中的适当激发。

10. 根据权利要求9所述的骨骼安排,其特征在于,该体内激发装置(100)被配置为在借助于电磁波产生至少一个机械波时进行多模式的轴向传输以便激发至少一个机械波。

11. 根据权利要求9所述的骨骼安排,其特征在于,用于借助于电磁波检测骨骼振动的该体内检测装置(103)包括光学干涉仪、光学相干断层成像装置以及激光多普勒测振仪中的至少一个。

12. 根据权利要求9所述的骨骼安排,其特征在于,该体内检测装置(103)被配置为基于对第一到达信号(FAS)和多种兰姆超声模式中的至少一项的检测来检测骨中的骨骼振动。

13. 根据权利要求9所述的骨骼安排,其特征在于,该体内激发装置(100)被配置为调谐该机械波的中心频率和型式中的至少一项,以便促进至少一种兰姆模式进入到该骨中的体内激发。

14. 根据权利要求13所述的骨骼安排,其特征在于,该体内激发装置(100)被配置为通过进行一个电磁源阵列的相位延迟激发来调谐该机械波的中心频率和型式中的至少一项,以便促进至少一种兰姆模式进入到该骨中的该体内激发。

15. 根据权利要求9所述的骨骼安排,其特征在于,该安排包括定位装置(106),该定位装置用于通过进行以下运动中的至少一项来定位所述体内激发装置(100)和所述体内检测装置(103)中的至少一个:调谐这些电磁波传感器的垂直定位运动、这些电磁波传感器的自适应轴向定位运动、这些电磁波传感器的切向定位运动、这些电磁波传感器的方位角定位运动以及这些电磁波传感器的轴向扫描运动。

16. 根据权利要求15所述的骨骼安排,其特征在于,该第二处理装置(108)被配置为基于所形成的机械波信息来描绘该骨骼的骨物质特性。

利用电磁波的骨骼方法和安排

发明领域

[0001] 本发明涉及骨骼定量超声(QUS),包括对骨中的超声信号进行的光-声(PA)激发和/或检测。

现有技术

[0002] 实质上,提议该激发和/或检测借助于例如由一个激光源或脉冲激光源产生的一束电磁波或脉冲波形来完成,该束电磁波或脉冲波形经由电磁波导(例如,光学纤维、准直仪、透镜、掩模和/或镜安排)介导并且定向到人组织上。电磁波输入到人组织中之后是产生热和机械振动进入到组织中的电磁-机械转换(例如,光-声转换)。相对应地,在输出电磁波时,检测组织的机械振动(例如,借助于光学干涉测量法、光学相干断层成像术或激光多普勒振动测量法)。因此目的是在一根骨、多根骨或骨骼中产生和/或检测机械波(例如,超声波)。潜在应用涉及一根骨、多根骨或骨骼的评估和治疗。骨评估可以包括骨疾病(如骨质疏松)的筛查或诊断以及骨折愈合的监测。治疗可以包括,例如通过机械振动促进骨折愈合。

[0003] 具体地说,本发明密切涉及关于骨的非创伤评估的早期专利US7601120B2(佩特罗·莫伊拉宁(Petro Moilanen)等人),该专利提议在人长骨(如桡骨和胫骨)中同时对两种或更多种模式的兰姆波进行体内QUS测量。这种测量是基于所谓的轴向传输技术,该技术是指沿着骨的长轴在一个给定源接收器距离(或许多距离)处进行的激发和检测。具体地说,所述超声模式中的一种可以与第一到达信号(FAS)相关联,而另一种可以与基本弯曲(即非对称)兰姆模式(A0)相关联。

[0004] FAS的声速可以根据基本对称兰姆模式(S0)和横向压缩波的声速来解读(尼克尔森(Nicholson)等人2002;博西(Bossy)等人2002)。横向压缩波是沿着骨的外(骨膜)边界以与体压缩波(bulk compression wave)近乎一致的速度传播的一种压缩波。具体来说,FAS表现为一种瞬时模式,它的表观传播速度可以根据飞行时间连同已知的源-接收器距离来评估。为了修正由于穿过软涂层组织所引起的飞行时间上的延迟,需要许多源-接收器距离和在源和接收器的对称安排的两个相反方向处传播的测量值。这种修正通过传统的超声装置,即压电陶瓷接触超声换能器阵列是可能实现的,该换能器已在体内研究上示出以提供对骨矿物质密度和皮质厚度的良好评估,尤其是当激发的中心频率被调谐成足够低(优选为100-400kHz)时(基勒帕(Kilappa)等人2011)。此外,此方法已提供对骨折的极佳预测,与DXA相当或比DXA更好(莫伊拉宁等人,同上(subm))。至今,以上信息都不被认为是新颖的。

[0005] 还可以在骨中单独激发并检测许多兰姆模式。最特别感兴趣的一种是A0兰姆模式,它的速度与皮质骨的厚度强烈相关,并且因此基本上使得能够估算与所测量的超声速度成反比的皮质壁厚度(莫伊拉宁等人UMB2007)。然而,基于压电陶瓷接触超声换能器来激发并检测此A0模式穿过软组织涂层的传统超声技术的确已显示出挑战性(莫伊拉宁等人2008)。这由于以下事实而得到解释:软涂层组织为干涉提供了传播路径,这些干涉通常是相当强的,而同时已知A0模式远离骨、在周围软组织内具有弱的位移振幅。此外,由于干涉模式的传播速度与A0模式的传播速度近似,所以从记录在软涂层顶上的响应信号提取A0的

确具有挑战性。因此,需要特别注意调谐激发和检测以便潜在地实现对A0模式的体内测量。除了A0兰姆模式之外,许多其他兰姆模式也证明是诊断上有用的。

[0006] 骨强度(或易碎性)通过许多特性,如弹性刚度、骨矿物质密度、多孔性以及皮质厚度来确定。具体地说,已显示皮质骨的微观多孔性是形容个体之间在弹性刚度或骨矿物质密度方面的变化的主要决定因素(格兰克(Granke)等人2011)。另一方面,已知除皮质厚度之外,多孔性是形容皮质骨的易碎性的一个重要因素(耶尼(Yeni)等人1997;泽巴泽(Zebaze)等人2010)。因此骨易碎性是通过多种因素来确定,这些因素可以通过超声来最完全地评估。然而,为此清楚地需要多模式的超声以便提供对骨易碎性的完整表征。而且这些现有技术实例指示清楚地需要多模式的轴向传输结合对例如FAS(第一到达信号)和A0模式的测量,以便提供对骨易碎性的更完整的表征。

[0007] 发明简要说明

[0008] 本发明的目的是实现一种改进的骨质疏松评估技术,该技术针对骨质疏松分析的需求给出基本准确的测量结果。这通过一种有待至少用于骨骼驱动、骨骼检测以及骨骼治疗中的一项的利用电磁波的骨骼方法得以实现。在该方法中进行第一方法步骤和第二方法步骤中的至少一个,其中在该第一方法步骤中,借助于电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织进入到骨骼中;并且在第二方法步骤中,借助于电磁波检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动,在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波以形成机械波信息,并且所述至少一个记录位置离所述至少一个产生位置的距离是已知的,并且此外,在该第二方法步骤中基于至少一个记录信号来确定骨骼特性。

[0009] 本发明的焦点还是一种利用有待至少用于骨骼驱动、骨骼检测以及骨骼治疗中的一项的电磁波的骨骼安排。该安排包括:至少一个第一装置和第二装置,并且其中该第一装置是用于借助于电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织进入到骨骼中,并且该第二装置是用于借助于电磁波检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动;用于在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波以形成机械波信息的装置,并且所述至少一个记录位置离所述至少一个产生位置的距离是已知的;以及用于基于至少一个记录信号来确定骨骼特性的装置。

[0010] 本发明是基于利用第一方法步骤和第二方法步骤中的至少一个,其中在该第一方法步骤中,产生至少一个机械波穿过软组织进入到骨骼中;并且在第二方法步骤中,检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动,记录所检测到的至少一个机械波以形成机械波信息,并且在第二方法步骤中基于至少一个记录信号来确定骨骼特性。

[0011] 本发明的益处在于骨特性的测量结果的质量得以提高以用于例如骨质疏松分析。还可以使用具有实质上小尺寸的测量传感器,这使得能够使用低频率的例如具有小且可控制形式的机械干涉的超声来改进弹性波模式的受控激发,并且使得能够小型化例如多元件传感器,并且给出使用传感器方面的人类工程学益处和生产传感器方面的经济益处二者。本发明还使得电磁激发能够出于治疗目的而用于在骨中产生机械振动。

[0012] 附图简要说明

[0013] 图1呈现了根据本发明的电磁波激发和检测。

[0014] 图2呈现了根据本发明的一个延迟激发和检测实施例。

[0015] 图3A至图3D呈现了用于执行电磁波传感器的定位运动的装置。

[0016] 发明详细说明

[0017] 在图1中呈现了根据本发明的电磁波激发和检测。参考号100指示第一装置100,该第一装置用于借助于电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织105进入到骨骼107中。图1中的参考符号120指示由第一装置100执行的电磁输入功能。图1中的参考符号122指示电磁输出功能。在图2中呈现了作为一个实例的根据本发明的一个相位延迟激发和检测实施例。该安排包括用于检测电磁输出的第二装置103。在所述检测中,借助于电磁波检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动。在一个优选相位延迟实施例中,光束通过光学纤维被引导,此后,该光束被吸收到骨骼中并且产生例如一个超声波。通过在例如激光二极管的触发信号之间采用一个时间延迟(t_0)来获得时间延迟激发。

[0018] 参考图2,该安排包括以下装置104,该装置用于在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波以形成机械波信息。所述至少一个记录位置离所述至少一个产生位置的距离是已知的。该安排包括用于基于至少一个记录信号来确定骨骼特性的装置108。在需要时,所述装置104、108被安排在例如利用计算程序的一个计算机处理器中。计算机处理器104、108示意性地呈现在图2中。在计算机处理器104、108与第一装置100和第二装置103之间使用有线或无线数据传输以在它们之间进行数据传输。除图2的延迟激发和检测实施例之外,所述装置103、104、108 还可以用于本发明的其他实施例。

[0019] 在一种根据本发明的方法中进行第一方法步骤和第二方法步骤中的至少一个,其中在该第一方法步骤中,借助于电磁波在至少一个产生位置处产生至少一个机械波穿过软组织105进入到骨骼107中。在该第二方法步骤中,借助于电磁波检测由至少一个机械波所引起的骨骼振动,在至少一个记录位置处记录所检测到的至少一个机械波以形成机械波信息,并且所述至少一个记录位置离所述至少一个产生位置的距离是已知的,并且此外,在该第二方法步骤中基于至少一个记录信号来确定骨骼特性。当进行第一方法步骤或第二方法步骤中的无论哪一个时,例如机械和/或压电机械效应装置可以与该第一方法步骤或第二方法步骤以及在所述第一方法步骤或第二方法步骤中所利用的第一装置100或第二装置103、104、108一起利用。根据本发明的一个治疗实施例可以通过使用根据该第一方法步骤的第一装置100来实现。

[0020] 根据本发明的一种优选安排包括用于在借助于电磁波产生至少一个机械波时进行多模式的轴向传输的装置100。该安排还可以包括以下装置100,该装置用于调谐机械波的中心频率和型式中的至少一项,以便促进至少一种兰姆模式进入到骨中的体内激发。装置100优选包括多个电磁源(即电磁波传感器100)以及至少一个处理器,该处理器在图2的优选实施例中可被安排成用于通过进行电磁源100阵列的相位延迟激发来调谐 机械波的中心频率和型式中的至少一项,以便促进至少一种兰姆模式进入到骨中的体内激发。装置100可被进一步安排成用于通过基于所检测信号的振幅的最大化和所检测信号的带宽的最小化中的至少一项、利用一个反馈来优化相位延迟的振幅,并且装置108被安排成用于确定在相位延迟的振幅连同电磁源100阵列中的多个源之间的平均距离的基础上激发的兰姆模式的相速。

[0021] 用于借助于电磁波检测骨骼振动的第二装置103(图2)包括一个光学干涉仪103、光学相干断层成像装置103以及激光多普勒测振仪103中的至少一个,并且相对应地,骨骼振动的检测是基于光学干涉测量法、光学相干断层成像术以及激光多普勒振动测量法中的

至少一种。光学干涉仪103、光学相干断层成像装置103以及激光多普勒测振仪103还可以被称为电磁波传感器103。由第二装置103对骨中的骨骼振动进行的优选检测是基于对第一到达信号(FAS)和多种兰姆超声模式中的至少一项的检测。一种优选安排包括以下装置108,该装置用于识别机械波信息中的至少一种兰姆模式,并且用于基于所识别的至少一种兰姆模式来确定该至少一个机械波的速度,从而评价骨骼的至少一个特性。而且本发明的一种优选安排可以包括用于基于所形成的机械波信息来描绘骨骼的骨物质特性的装置108。

[0022] 在图3A至图3D中呈现了以下装置106,该装置用于通过执行以下运动中的至少一项来执行电磁波传感器100、103的定位运动:调谐这些电磁波传感器的垂直定位运动、这些电磁波传感器的自适应轴向定位运动、这些电磁波传感器的切向定位运动、这些电磁波传感器的方位角定位运动以及这些电磁波传感器的轴向扫描运动。稍后在本说明中详细解释图3A至图3D。

[0023] 在以下说明中详细描述本发明的优选模式之一。光-声(稍后在本说明中=PA)装置,即电磁波传感器实质上使得能够灵活地调谐激发和检测,这可通过许多方式促进对入骨中的兰姆波进行的体内激发和检测。想法是产生强且易于在接收器处辨别的一种模式。这种模式还应当是对骨的至少一种临床相关特性(例如,皮质骨厚度、弹性刚度或骨矿物质密度)敏感的。

[0024] 通过PA调谐激发和/或检测可以由以下方面组成:A.调谐光波长(电磁束的波长)以便在骨中提供通过最小化覆盖软组织中的吸收来调节的最大光吸收。由此产生超声源(即机械波源)进入到骨中,或尽可能地接近骨。B.调谐被照射表面面积以便在皮肤上提供最大可允许的光强度。C.调谐被照射表面的形状以便在接收器处产生最强的可能目标模式。最佳形状可以是例如球形、线条或峰状(crest)。D.调谐机械(例如超声)激发中心频率,以便提供(1)最佳可激发性和(2)对骨的至少一种临床有用特性的足够的(或最佳的)敏感性。E.调谐相位延迟激发情况下的相位延迟的振幅,以便促进一种特定模式的选择性激发。

[0025] 虽然接触超声换能器阵列已经使得能够准确评估第一到达信号(FAS)速度,但与激发相关的以下几点可增强FAS测量。考虑到一个接触超声源阵列和两个接触超声接收器,源阵列的每一端处一个接收器。

[0026] 1.由于更小的元件直径,用PA装置(光学纤维或激光二极管)替换接触US源使得能够增加源的数量。由此可增大超声速度评估的准确性。

[0027] 2.光-声源或光-声源阵列的位置可被容易地扫描到,以便进一步增大速度测定的准确性。

[0028] 3.PA装置可以相继地从通过扫描声激发中心频率进行的快速迭代测量实现快速调谐该中心频率,以便实现对FAS速度的分散的评估。期望这种分散评估提供一种用于基于FAS的皮质厚度估算的方式,作为A0兰姆模式的替代方案。

[0029] A0模式的激发和检测会极大地受到源100和接收器103的适当调谐的影响。因此可考虑以下调谐激发的方法。

[0030] 4.干涉模式进入到软组织涂层中的激发应被最小化,而兰姆A0模式在骨中的激发应被最大化。

[0031] 最小化被激发到软组织涂层中的能量和最大化在骨中被激发成A0模式的能量的

方法。

[0032] 5.适当选择光波长以最小化软组织中的光吸收。光吸收越低,PA源越弱。当软组织中的PA源是弱的时,在软组织中被激发成干涉模式的能量也是弱的。

[0033] 6.适当选择光波长以最小化光散射,以便实现朝向骨的尖锐光束。

[0034] 7.适当选择光波长以最大化骨中的光吸收,以便在骨中产生强的PA源。

[0035] 8.适当调谐声激发频率,以便促进A0激发穿过软组织涂层。在非常低的超声频率下优选在20-120kHz下A0被最有效地激发,然而这类频率的压电元件为此目的而具有不适当大的直径。PA装置实现了这类频率的点源。

[0036] 9.适当调整由激光辐照的区域的形状和大小(优选一条窄线),以便在人组织的安全限值内最大化PA能量的量,但是最小化表面面积,以便促进A0兰姆模式的激发。激发功率是光束强度和所辐照的表面面积的函数。

[0037] 10.一个源阵列的相位延迟激发可以用于进一步促进A0的激发。

[0038] 11.阻断干扰穿过软组织涂层的直接传播路径已通过初始建模和体外实验显示减小软涂层中的直接干涉模式的强度,以便大大促进在软涂层顶上的检测器处的A0模式的检测。为此,检测器也可以是传统的接触超声换能器。

[0039] 促进A0模式的检测的方法

[0040] 12.调谐检测器对低超声频率(<120kHz)的最佳敏感性。这最佳地由PA装置如激光干涉仪完成。

[0041] 13.实施一种点或窄线条式检测器,这也通过PA装置来实现。

[0042] 14.使用软组织涂层光学清除技术以使得检测器光束穿透接近骨表面。(已显示此技术是有挑战性的并且是潜在地不可能实施的)。

[0043] PA(光-声)测量要求夹紧前臂或小腿,并且相对于有待测量的骨将一个或多个源和一个或多个接收器引导到一个适当位置中。设计这样一种适合于临床测量的设备是一项任务。

[0044] 15.重要的特征是方便的位置调整和基于在精细位置调整过程中被测量的超声信号的适当反馈。主要要求是合理的快速且可再现的定位。

[0045] 可替代地,PA源可以与多个接触US接收器一起封装在一个手持探头内部。这样一种设计可以通过潜在地与小型平移平台结合的一个激光二极管或一个激光二极管阵列来实施,以便提供用于扫描源位置的装置。这样一种设置可提供用于混合装置的一个潜在实施例。

[0046] 16.根据源自本US装置的经验,一个手持探头连同来自所测量信号的即时响应使得能够进行直观定位。

[0047] 可替代地,PA源可以与一个或两个PA接收器一起封装在一个手持探头内部,其中该源通过一个激光二极管或一个激光二极管阵列来实施,并且该接收器通过例如一对干涉测量检测器来实施。这样一种设计可提供适合于临床使用的用于全PA装置的一个潜在实施例。

[0048] 本发明的新颖且发明性特征可以被视为至少归因于以下几个事实:

[0049] 17.已知的光-声(PA)方法以一种不明显的方式与已知的骨骼定量超声(QUS)方法结合。要求同时完成若干参数(如光波长、光束强度以及皮肤上的所照射区域的尺寸,调谐

PA源以获得最佳声波长,以及潜在地阻碍干涉模式的传播)的谨慎选择。

[0050] 18. PA装置使得能够灵活地调谐激发(和检测)。

[0051] A. 点或点样(包括细线)源同样是在非常低的超声中心频率($f=20-120\text{kHz}$)下实现的,这是当调谐成这类频率时其物理直径太大的压电陶瓷元件所不可能实现的。另外,PA装置还使得能够实施点样检测器。已知点样源和接收器最佳用于促进具体地A0兰姆模式的激发和检测(也对其他模式有用),包括A0模式的可激发性典型地随着频率的降低而增大。

[0052] B. 通过某些PA源(激光二极管)即时调谐超声激发的中心频率,以便实现瞬态超声模式(如FAS)的分散评估。对中心频率的这种调谐是压电元件所不可能实现的(因为短瞬态)。FAS的分散对皮质厚度敏感,而固定频率下的FAS测量主要对弹性刚度和骨矿物质密度敏感。

[0053] C. 相位延迟激发进一步促进超声模式的激发。PA的优点来源于点样传感器元件的可能性,这些点样传感器元件使得能够在一个短的临床阵列探头内部包括若干传感器元件。

[0054] 19. 可能对所提议方法的临床应用取得成功至关重要的装置设计。

[0055] 根据一个优选实施例的安排发展将确切地旨在实现厚度敏感的SGW模式(=与兰姆A0一致)的临床相关体内测量。为此,本项目的特定目的是:

[0056] -引入PA技术以用于骨中的宽带(低频率)且灵活的信号产生。

[0057] -使用PA来选择性激发A0模式作为减小由上覆软组织引起的模式失真的手段。

[0058] -使用PA来远程地对来自上覆软组织上方的骨表面振动进行成像。

[0059] -优化用于准确且快速地扫描所测量的长达足以用于临床使用的距离的技术。

[0060] -通过建模优化用于对骨进行体内测量的测量设置。

[0061] -优化用于实现临床体内测量的信号处理。

[0062] -设计并构建一种便携仪器。

[0063] 这些目的将实现对骨质疏松的临床相关多模式(FAS+SGW)体内表征,与迄今已成为可能的表征相比,该表征将是相对便宜的并且将提供更完整的骨评估。

[0064] 将研究实施PAQUS(光-声骨骼定量超声)装置的不同选择。

[0065] 1. 用非接触(光-声;PA)装置替换超声轴向传输扫描仪(图1)的源和接收器。

[0066] A. 相1:混合装置-与接触超声检测结合的PA源。

[0067] B. 相2:全PA实施-通过PA装置进行激发和检测。

[0068] 通过使用一个(PA)相位延迟阵列探头来增强激发。如由PA装置所实施的,根据镜面反射(脉冲-回波测量)直接评估皮质厚度。

[0069] 弹性被导波(兰姆波)的两个临床有用的特性是厚度敏感性和对材料特性的敏感性。后者取决于每种特性模式的穿透深度和特征振动概况。

[0070] 慢被导波(SGW或Wave2)与A0兰姆模式的特性一致。快第一到达信号(FAS或Wave1)是在所测量的信号下可观测到的一种表观模式,并且它的速度可被解读。FAS和SGW的最佳厚度敏感性的范围可根据适当模型来解读。

[0071] 软上覆组织的影响对于SGW(与A0相关联)的激发和检测是特别有挑战性的,这具体是因为声能快速泄漏到周围组织中(这导致随着距离快速衰减)和特征位移概况,根据该

特征位移概况此模式在骨中具有可检测的位移振幅,但是该振幅在远离骨的软涂层中快速下降,并且因此是在涂层顶上难以检测到(维克多(Viktorov)1967;雅普拉(Yapura)和金拉(Kinra),1995)。此外,涂层中的其他更强的模式所造成的干涉阻碍对弱A0模式的识别(莫伊拉宁等人,2008)。

[0072] 长波长(低频率)的选择可在某种程度上降低这种软组织影响。对于特别长的波长,即使在(薄)软涂层顶上,A0模式也可以具有可测量的位移。为此,低至例如50kHz的频率可被视为是最佳的。光-声实现这类低频率的激发和检测,而以压电元件来实现这类低频率的激发和检测将是具有挑战性的,这是因为这类换能器的大的物理尺寸。事实上已知对于激发A0模式来说垂直于弹性波导的尖锐(即介导到一个小的表面区域上)且强的脉冲是最佳的。

[0073] 一个光信号的能量经由光-声变换被介导成一个声信号(即超声)的能量。虽然此过程因光吸收而发生,但光-声变换的效率主要由吸收系数(每种材料的特征)和光波长确定。另外,光束的穿透深度发挥了作用。

[0074] 对于皮质骨,这些光学参数取决于波长。皮质骨在长于1400nm的激发波长下具有最高光吸收,其中进入到皮质骨中的有效穿透深度是约1mm。因此,在这些波长下的激光激发对在骨中产生最强的可能光-声波是最佳的。

[0075] 需要另外进行考虑来介导信号通过软组织涂层。总体来说,软组织影响光吸收和散射,并且因此有效地限制到达骨的光能的量。例如,根据相关吸收谱,在600-1100nm下的吸收是最小的(并且因此是最佳的)(针对皮肤的结果)。因此,在对于骨和组织的最佳值之间不存在直接的匹配,并且有效的光-声激发往往在软涂层与骨中的吸收之间进行折中的结果。因此,需要谨慎选择最佳激发波长。

[0076] 在以上三个示例性情况下,在532nm下的激发将产生最强但最小的PA源,该PA源仅位于软组织的表面下。由此模仿软组织表面处的传统接触超声换能器的特征,具有独立于激发频率的可调谐表面积的优点,这是压电元件所不可能实现的。对于一个压电元件,其尺寸往往是中心频率的函数。具体地说,在低超声频率下,传统压电元件的物理大小限制其对于本应用的适合性。532nm的波长对于FAS的激发是最佳的,尤其是当此波模式的测量已经被设计并且最佳化用于先前的接触换能器时(基勒帕等人2011)。其次,此波长由于其小的表面大小还可能使得能够激发SGW(与A0相关联)穿过薄软涂层。

[0077] 在1064nm波长下的激发将在软组织和骨中产生最弱且最大的PA源。穿透到骨中可以使得能够激发SGW(与A0相关联),而对于此目的,源的大大小不是最佳的。

[0078] 在1680nm波长下的激发将在软组织和骨中产生一个强且尖锐的PA源,这对于与A0相关联的SGW的激发是最佳的。在另一方面,软组织中的强吸收(强于骨中的吸收)可能在软组织与骨中的PA源之间产生不利的干涉。

[0079] 在1250nm下的激发可被视为用于产生与A0相关联的强SGW的最佳波长。在此波长下在骨中存在吸收峰,并且软组织中的吸收已经降低至与骨中相当的水平。一个初步实验结果支持这种假设:在低超声频率范围下,在1250nm波长下激发的振幅谱强于在1680nm下激发的振幅谱。

[0080] 要么光束可被聚焦到皮肤表面上,要么可通过掩蔽一个未聚焦光束来调整光学暴露的区域。光束的直接聚焦产生一个尖锐且强的点(或线)源,这对于特别是SGW(与A0相关

联)的激发是最佳的。然而这种聚焦光束的强度难以准确且局部地控制,强度可能容易超出安全限值。掩蔽未聚焦的光束因此聚焦于一种更受控制且安全的选择,即使与聚焦相比,掩蔽不能产生这种最佳点源。通过掩蔽产生的源是沿着传播方向具有短尺寸(宽度)的线源。1-5mm的值被视为是线源的宽度,而5-15mm的值被视为是长度。更大光束区域的优点是安全地将更大量的能量介导到组织中,从而产生更强的响应。

[0081] 在混合版本的光-声轴向传输扫描仪中,源通过非接触装置来实施而接收器是传统接触超声换能器。使用一对接收器以便能够进行双向测量以用于软组织影响的准确修正。

[0082] 当通过使用例如PAQUS混合设置在骨中进行体内激发和检测超声信号时,可在记录信号中清楚地识别FAS模式。

[0083] 单独的兰姆模式(例如,A0或S0模式)的激发可通过相位延迟激发来促进。因此已采用潜在非接触的IDT(叉指式换能器)样激发来允许有效产生一种兰姆模式(例如,该S0或S0模式)。想法是产生强且易于在接收器处辨别的一种模式。这种模式还应当是对骨的至少一种临床相关特性(例如,皮质骨厚度、弹性刚度或骨矿物质密度)敏感的。这么做,我们在位于传输与接收区域之间的最短视线上的皮肤上照射出四个斑点(例如,球形、线条或峰状)。选择这些斑点的大小以便在皮肤上提供最大可允许的光强度。选择它们的形状以便在接收器处产生最强的可能目标模式。选择斑点间距离以匹配目标波模式(例如,沿着桡骨在50kHz下的A0)的飞行时间要求(空间相位匹配)。目标模式的中心频率被选择成使得它通过使用反馈来最小化绝对带宽来最大化接收信号的振幅。照射激光的光谱被选择成使得它在骨中提供通过最小化在覆盖软组织中的吸收来调节的最佳光吸收。选择每个照射脉冲的时间性概况和到每个照射斑点上的脉冲型式,以便产生一种声波型式,该声波型式产生一种强模式进入到骨中。激光斑点的照射(时间地和空间地)应满足如在IDT换能器中的相位匹配要求(这取决于骨中的声速和斑点之间的距离)。

[0084] PA波将通过超声耦合液体耦合到人肢体中,从而在不同组织边界处反射。回波传播回到PA传感器中并且由压电检测器接收。由于皮质骨比其他软组织具有高得多的声阻抗,所以在骨-软组织边界处的回波比从软组织-软组织边界反射的回波强得多,这些回波是易于区分的。测量来自骨-软组织边界的两个回波的时间差异,如果骨中的声速是已知的,那么可以估算出骨厚度。

[0085] 最后更加详细地解释图3A至图3D。将超声探头适当定位到骨中对于成功进行超声测量是至关重要的。具体地说,相对于骨的长轴的横向和周向方向是重要的。在具有一个手持阵列探头的情况下,通过使用所测量的响应信号的特性作为反馈来手动移动探头可直观地发现适当定位。典型地在30度的范围内发现适当的解剖位置。

[0086] 在PAQUS设置中,当使用一个外部激光单元(或多个单元)210,即电磁辐射源210通过一个光学纤维216时,移动一个或多个激光束的自由度优选被最小化。尤其是,安排激光束的旋转是有挑战性的。因此,优选的是,通过将人肢体移动到适当位置中、而一个或多个超声源和一个或多个检测器103保持不变来安排适当定位所要求的自由度。

[0087] 为了安排人肢体的旋转,一个可能的实施例包括两个圆圈212、214,其中外圆圈212是固定的而内圆圈214有旋转的自由。超声换能器(PA和常规换能器)被固定到外圆圈中(或相对于外圆圈被固定)。在混合设置中,换能器包括例如由一个外部脉冲激光单元介导

的一个PA源和两个常规接触US接收器。力传感器与US接收器一起被包括以便监测接触压力。在装置被安排用于扫描PA源的轴向位置时,接收器保持不变。

[0088] 目的是将骨(例如,桡骨)的截面的质量中心定位到圆圈的中心点中,并且接着将骨旋转到适当角度中。手臂由已经经由线性单元被安装到内圆圈214中的特定夹具218来固定。参考符号200是指用于基座结构的支撑部分200,并且参考符号226是指使内圆圈214相对于外圆圈移动的一个曲柄226。参考符号204是指一个电磁波准直仪204。

[0089] 在下文中,人前臂用作人肢体的一个实例,并且桡骨用作有待测量的骨的一个实例。

[0090] 移动超声传感器的装置224

[0091] 20. 可提供装置以在夹紧前臂时将超声传感器103移开,并且使这些传感器返回至测量位置。

[0092] 21. 可提供装置以精细调谐超声传感器103的垂直位置(x)。

[0093] 自适应轴向定位(z-方向)

[0094] 22. 将前臂固定到肘夹具和腕夹具中。

[0095] 23. 提供装置以测量这两个夹具的位置。

[0096] 24. 这两个夹具的距离表示骨长度并且由所测量的位置来确定。

[0097] 25. 根据骨长度来确定轴向测量位置。

[0098] 26. 提供装置124以(通过一个发动机)将前臂移动到正确轴向位置中或(通过指示“向前”、“向后”和“不动”的符号)引导前臂到正确轴向位置中的运动。

[0099] 27. 固定这两个夹具的轴向位置。

[0100] 切向(x和y)定位和方位角定位

[0101] 28. 旋转内圆圈以调整方位角。

[0102] 29. 这两个夹具的切向定位将由四个独立的线性单元来调整。

[0103] 30. 通过多次位置测量并且使用所测量的信号作为反馈相继地调谐定位。定位可以是手动的或自动的。

[0104] 轴向扫描

[0105] 31. 提供装置224以相继地在两个接收器之间在一个有限范围(例如,30mm)内移动该源,所述范围关于两个传感器103是对称的。

[0106] 32. 在源的每个位置,在传感器103处记录响应信号。

[0107] 替代构型

[0108] 33. 在混合设置中,源210可由一个激光二极管或一个激光二极管阵列来替换。在这种情况下,一个替代构型是可能的,其中包括前臂夹具218系统被固定到工作台中,并且源和接收器被固定到内旋转环中。第二替代设计包括一个手持阵列探头,在这种情况下,前臂夹具和定位机构不是必要的。

[0109] 34. 接收器即传感器103可以由PA接收器(例如,干涉仪)来替换,并且源可以由常规超声换能器或一个常规超声换能器阵列来替换。

[0110] 35. 接收器可由PA接收器(例如,干涉仪)来替换,以便实现一个全PA装置。

[0111] 36. 这些源和接收器还可以在一个成像模式中起作用,或者可以包括特定的成像传感器,以便基于超声或PA脉冲回波方法实现肢体的(几何)成像成像可以提供另外的诊断

信息,如皮质厚度的概况或图。此外,成像可以用于确定骨的取向和骨截面的质量中心位置,根据这些人们可以使骨在所述机构中的定位自动化。

[0112] 计算机处理器104、108示意性地呈现在图3A至图3D中。在计算机处理器104、108与图3A至图3D中所述的定位装置106之间使用有线或无线数据传输来在它们之间进行所需的数据传输。

[0113] 虽然已参考附图和说明书呈现本发明,但本发明决不受限于所述附图和说明书,因为本发明受制于由权利要求所允许的范围内的变化。

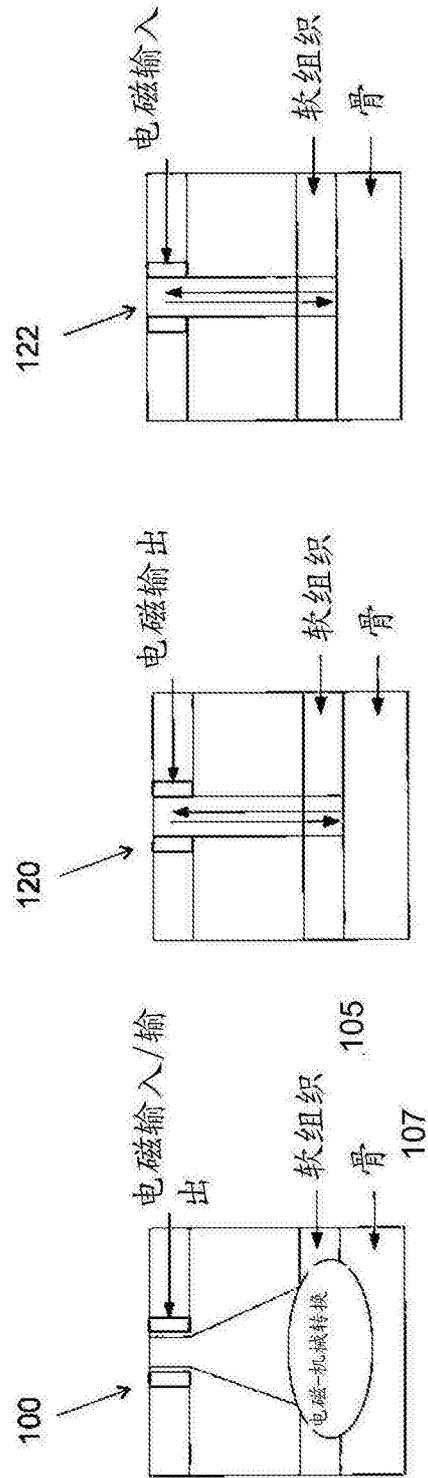


图1

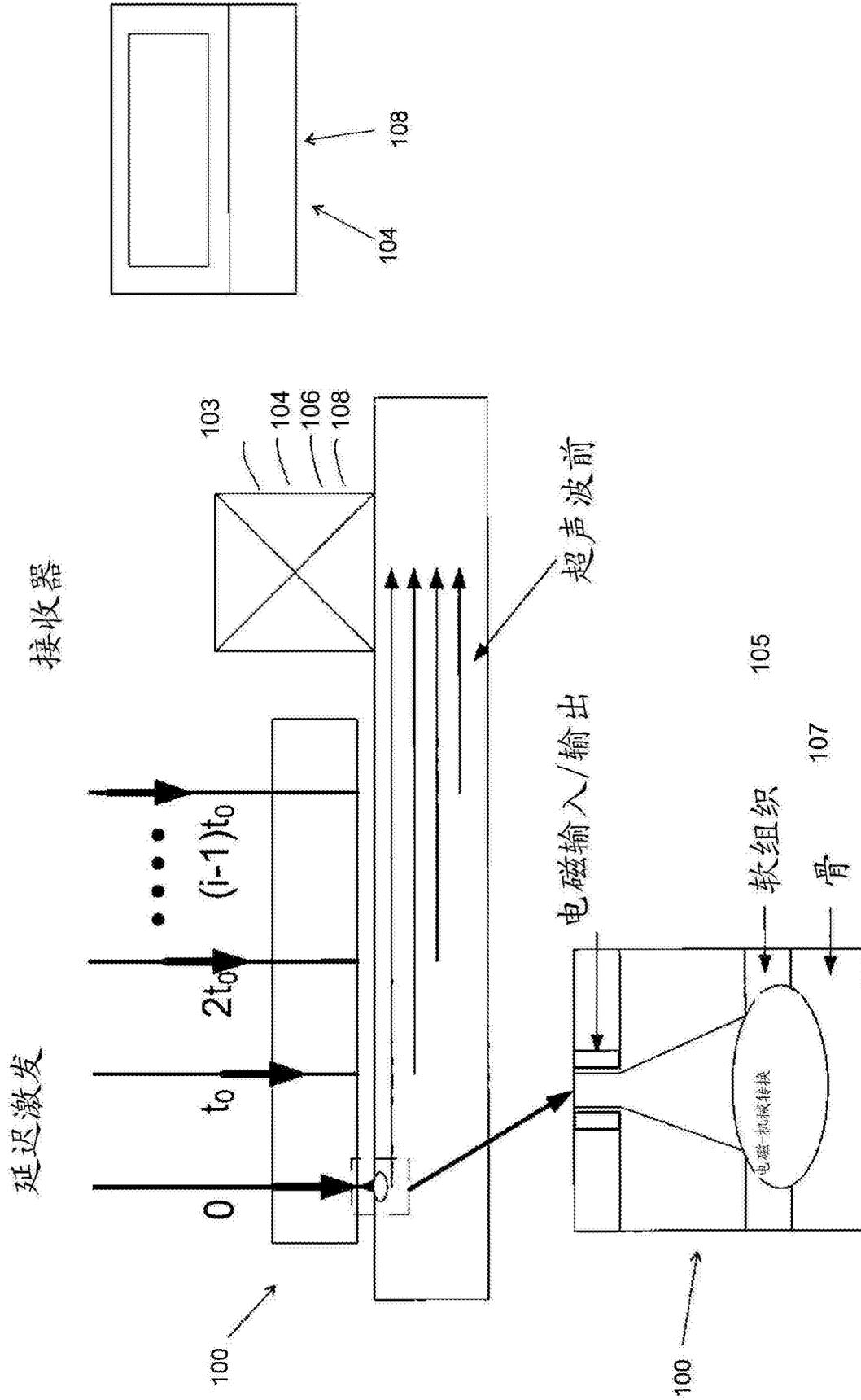


图2

