



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101883526 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 04

(21) 申请号 200880119014. 8

G01N 29/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2008. 12. 02

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

11/999084 2007. 12. 03 US

US 6468215 B1, 2002. 10. 22, 说明书第 4 栏第 36 行至第 7 栏第 54 行、附图 1-6.

US 6494097 B1, 2002. 12. 17, 全文.

US 6397680 B1, 2002. 06. 04, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2010. 06. 03

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2008/050704 2008. 12. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/071742 EN 2009. 06. 11

(73) 专利权人 骨骼指数芬兰有限公司

地址 芬兰武奥雷拉

(72) 发明人 朱卡·朱韦林 奥西·里基伦  
米科·哈库里伦

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
72001

代理人 李娜 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

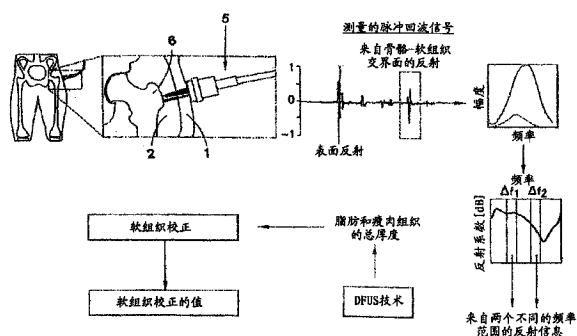
权利要求书1页 说明书13页 附图9页

### (54) 发明名称

使用超声技术测量材料的厚度的方法

### (57) 摘要

本发明涉及用于测量多层结构的材料的厚度的方法。该方法包括用一个或多个超声换能器(5),把包括不同频率的一个或多个超声信号发送到由两种或更多种材料(1,2)构成的多层结构中;测量材料,所述材料的声学特性在所使用的频率处是不同的;用一个或多个超声换能器测量从多层结构的前表面和后表面反射的超声信号;以及从反射的超声信号确定在多层结构内的材料的厚度。



1. 一种用于测量多层结构的材料的厚度的方法，
  - 利用一个或多个超声换能器 (5) 把包括不同频率的一个或多个超声信号发送到由两种或更多种材料 (1,2) 构成的多层结构中，
  - 测量材料，所述材料的声学特性在所使用的频率上是已知的且是不同的，其特征在于，
  - 测量所述多层结构的材料，对于所述材料，声音速度和衰减系数是已知的，并且衰减系数是与频率有关的；
  - 通过利用相同的所述一个或多个超声换能器 (5) 来测量从软组织和骨骼 (6) 之间的交界面被反射的超声信号，从而测量并校正覆盖软组织 (1,2) 对骨骼 (6) 的声学测量的影响；
  - 从反射的超声信号确定覆盖软组织结构内的瘦肉和脂肪组织的总厚度；
  - 测量来自软组织和骨骼的交界面的超声信号的反射并且计算反射的频谱和多层结构的上表面反射与底部交界面反射之间的时间差；
  - 将频谱与参考测量的频谱进行比较；
  - 确定在两个或更多频率处的来自软组织和骨骼的交界面的反射系数；
  - 计算所述覆盖软组织结构内的瘦肉和脂肪组织的总厚度；以及
  - 使用关于所述覆盖软组织结构内的瘦肉和脂肪组织的总厚度的信息，去除软组织对骨骼的超声测量的影响并且计算骨骼参数的校正值。
2. 按照权利要求 1 的方法，其特征在于，
  - 使用一个超声换能器发送包括不同频率的一个或多个超声信号，并利用同一个换能器测量来自所述软组织和所述骨骼 (6) 之间的交界面的反射的超声信号，并观察两个或更多个超声频率。
3. 按照权利要求 1 的方法，其特征在于，
  - 使用两个或更多个超声换能器发送具有不同频率的两个或更多个超声信号，并利用两个或更多个换能器测量来自所述软组织和所述骨骼 (6) 之间的交界面的反射的超声信号，并观察两个或更多个超声频率。

## 使用超声技术测量材料的厚度的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及使用超声技术来测量材料的厚度的方法。具体地,本发明涉及用于测量两种或更多种具有已知的声特性(即,声音的衰减和速度)的多层材料的组成和厚度的方法。

### 背景技术

[0002] 超声是由具有超过听觉范围的频率( $> 20\text{kHz}$ )的传播机械振荡构成的。在医学超声应用中通常使用纵波。纵波可以传播通过所有类型的媒介,气体,流体和固体,这使得它在多种应用中是有用的。当超声行进通过媒介时,它由于吸收、反射和散射而变为衰减的。因此,媒介的材料性质改变超声传播的特性,所记录的超声信号可被用来估计材料性质。

[0003] 在许多应用中,超声在到达感兴趣的区域(待估计的物体)之前必须行进通过声学上已知的材料的未知的组成。在这些情形下,必须考虑覆盖材料的影响,并在感兴趣的物体的成功的超声估计之前消除该影响。作为例子,使用超声对骨骼的诊断估计必须进行通过上覆骨骼的软组织的超声测量。

[0004] 许多工业过程依赖于两种或更多种材料的组成和厚度的测量。市面上可以买到的超声厚度仪测量两种或更多种材料的厚度,但这些技术需要在不同的材料层之间的、声学上可见的交界面(即,超声反射)和在分层结构中材料的次序的先验知识。详细监视材料特性可以提高效率和改进产品质量。如果这样的测量可以快速地和以非破坏性方式、以可接受的准确性和精确性完成,则多半还出现附加的好处。材料性质传统上是通过某种形式的破坏性分析(样本分离、剥离)而进行测量的,但它也可以通过使用超声测量和信号分析而在声学上进行分析。

[0005] 相关技术描述

[0006] 骨骼性质(诸如骨骼质量和数量)的精确的超声测量,一直是在医学科学中探寻的。这样的测量技术的可用性允许精确地和以可重复的方式连续地筛查大量病人群体而不用使用离子化辐射(即,在“金标准(golden standard)”技术时代的双能量X射线吸收仪,DXA)。然而,为了改进定量超声技术的诊断价值,应当从典型的骨折部位(例如股骨近端或脊椎骨)进行测量。然而,由于上覆骨骼的大量软组织,这样的解剖位置是挑战性的,并且干扰骨骼的超声估计。

[0007] 在骨质疏松诊断中,大多数临床的定量超声(QUS)设备是基于跟骨的透射(through-transmission)测量,但这不是典型的骨折部位。与透射测量相反,反射和后向散射测量可以在诸如脊椎骨和股骨近端的典型骨折部位处进行。包围骨架骨骼的软组织层的可变的厚度和组成对于骨骼超声测量具有明显的不希望有的影响。早先,发现软组织引入的误差是明显的,典型地在4%和130%之间。

[0008] 身体组成测量典型地是通过使用一组测量卡规来测量在身体的多个部位处的皮脂厚度、使用水下称重或生物电阻抗方法而被测量的。局部软组织组成典型地通过DXA或MRI技术而被确定,其是非侵入式的,然而,牵涉到离子化辐射(即,DXA),并且仪器是昂贵

的和笨重的 (DXA 和 MRI)。超声技术的优点涉及到它的低价格、小的可便携的尺寸、和非离子化测量原理。如果局部测量可以通过使用便携式低成本仪器而非侵入地以可接受的准确性和精确性完成,则是有利的。

[0009] 以前,在专利申请 JP 2000-237189 和 JP 2001-128973 中介绍了具体的多频率方法。然而,这些技术是基于透射 (TT)-几何学,它限制技术的使用。而且,这些技术假设,超声衰减是与频率成线性关系的。例如,在从股骨近端 (典型的骨质疏松骨折部位) 进行骨骼估计的情形下,由于当超声行进通过臀部时出现的很大的衰减,TT-几何学的使用是挑战性的。另外,涉及到超声骨骼分析仪的专利 GB 2257253 也是基于 TT-测量几何学。在这个技术 (GB 2257253) 中使用的软组织校正方法是基于来自脂肪-瘦肉-骨骼交界面的多次反射。尤其是在例如瘦肉组织与脂肪 (脂肪的) 组织之间没有发现明显的交界面的情形下,这是非常挑战性的。而且,通过使用超声而确定身体脂肪的美国专利 5941825 是基于来自不同的软组织层的反射。这在例如瘦肉组织与脂肪组织之间没有发现明显的超声回波的情形下是成问题的。美国专利 4512195 介绍了基于来自组织交界面的和不同的频率的超声反射的超声活体组织特征化方法,以便消除在超声估计时软组织引起的误差。所述方法在所有的组织中使用预定的恒定声音的速度值。软组织校正由此基于预定的单个声音的速度值和来自组织交界面的反射。在其中在不同的组织之间的真实的的声音的速度值是不同的情形下,恒定的声音的速度值可能会引起误差。而且,所述方法需要声音上可见的组织交界面,这在许多情形下是难以达到的。

## 发明内容

[0010] 本发明的目的是提供使用超声技术测量材料的厚度的方法。通过所述方法,消除了与以前方法有关的缺点。本发明的目的也是提供用于测量两种或更多种具有已知的声特性 (即,声音的衰减和速度) 的多层材料的组成和厚度的方法。而且,本发明的目的是提供可以用于天然的或制造的多层材料的定量表征的方法。尤其是,本发明的目的是提供能够确定上覆骨骼的软组织的量和组成的方法,因此它可以大大地提高临床骨骼超声测量的精确度。

[0011] 按照本发明,多层结构的材料的厚度可以通过下述步骤来测量:使用一个或多个超声换能器把包括不同的频率的一个或多个超声信号发送到由两种或更多种材料构成的多层结构;测量材料,所述材料的声学特性在所使用的频率上是不同的;用一个或多个超声换能器来测量从多层结构的前表面和后表面反射的超声信号;从反射的超声信号确定在多层结构内的材料的厚度。因为该方法仅仅是基于来自声学上可见的前表面和后表面的反射,所以多层材料内的其它交界面,即使是声学上不可见的,也不会对测量造成不便。

[0012] 该方法能够确定上覆的软组织的量和组成,因此它可以大大地提高临床超声测量的精确度。具体地,本发明可应用于消除软组织对骨骼测量的影响。因为该方法仅仅是基于来自骨骼-软组织交界面的反射 (它是声学上高度可见的),没有超声回波的其它组织交界面也不损害测量。该方法可被用来精确地和以可重现的方式估计局部软组织组成。另外,该方法可以用于天然的或制造的多层材料的定量表征。

[0013] 按照本发明的实施例,该方法包括测量材料,所述材料的声音的速度和超声衰减系数的值是在所使用的频率上已知的。通过脉冲回波技术,可以对于内层交界面没有真正

的声音反射的多层材料进行层厚度评估。

[0014] 按照本发明的实施例,该方法包括通过使用一个超声换能器发送包括不同的频率的一个或多个超声信号和用同一个换能器测量反射的超声信号,并观察两个或更多个超声频率。该方法有利地能够实现具有在材料或组织表征中用作发射机和接收机的单个宽带换能器的测量系统。

[0015] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括通过使用两个或更多个超声换能器发送具有不同的频率的两个或更多个超声信号和用两个或更多个换能器测量反射的超声信号,并观察两个或更多个超声频率。有利地,该方法能够实现具有两个窄带换能器的测量系统,其给出有关材料或组织表征方面在不同的频率上的反射信息。

[0016] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量生物组织的厚度。该方法使能诊断和监视由具有特定的声学特性的两层或更多层形成的身体组织。

[0017] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量在软组织中瘦肉和脂肪组织的厚度。该方法精确地估计由瘦肉和脂肪组织构成的局部软组织组成。监视软组织组成可以有助于估计医学治疗的效果,并提高效率和改进后续的研究的质量。见例 1 和 2。

[0018] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量和校正上覆的软组织对骨骼的精确测量的影响。因为软组织可被简化为由具有已知的声学特性的瘦肉和脂肪组织构成,所以本技术可被应用来消除软组织对骨骼测量的影响。软组织影响的消除将提高诊断骨骼参数的测量精确度。见例 1 和 2。

[0019] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量壁的多层结构的材料厚度。该方法可被用来分析和控制由几层构成的不同种类的壁状结构的质量。这样的关于壁结构的信息将帮助工程师理解例如壁侵蚀和估计壁状结构的机械完整性。而且,关于壁状结构层的厚度的信息能够实现壁状结构的实时的、非破坏性的质量控制。

[0020] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量覆盖结构的涂层的厚度。在许多应用中,涂层完整性、均匀性和厚度是与涂层的功能性性能有关的关键的信息,并且该方法有助于(即,提供有关涂层厚度的信息)使得制造过程优化以及能够实现对涂覆的产品进行质量控制。

[0021] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量覆盖结构的涂漆的厚度。涂漆完整性、均匀性和厚度是与涂漆的功能性性能(例如,机械抗湿)有关的关键的信息,该方法有助于(即,提供有关涂漆厚度的信息)使得制造过程优化(例如,优化的涂漆消耗、技术性能优化)以及能够实现对涂油漆的产品进行质量控制,保证每批之间的恒定的质量。

[0022] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量在天然或人造结构中,典型地,在例如由木材、橡胶、塑料、陶瓷或混凝土构成的分层的合成物中的各个层的厚度。由此,该方法提供典型地在例如航空、汽车和消费者产品技术中的应用所需要的、新颖的非破坏性的分层结构的材料表征。

[0023] 按照本发明的另一个实施例,该方法包括测量和校正多层结构对位于多层结构后面的感兴趣的物体的声学测量的影响。当多层结构可被简化为由具有已知的声学特性的两种或更多种材料构成,本技术可被应用来消除多层结构对物体测量的影响。多层结构影响的消除将提高感兴趣的参数的物体的测量精确度。见例 1 和 2。

[0024] 本发明的双频超声技术 (DFUS) 或多频超声技术 (MFUS) 是用于确定两种或更多种

多层的、在声学上已知的材料的未知的组成和厚度的新颖的计算技术。

[0025] DFUS 技术基于脉冲回波几何学,其中同一个换能器发送和接收超声信号。在 DFUS 或 MFUS 中所需要的多个频率——其数目等于结构中不同的材料层的数目——可以用单个宽带超声换能器或通过使用具有不同的频率的超声换能器而被产生。本计算方法必须知道所研究的材料的具体的声学特性,即,1) 材料的超声衰减系数的值是已知的,并且它们是与频率有关的;2) 超声衰减系数的值对于每个材料层是不同的;和 3) 对于每种材料的声音的速度是已知的。当满足条件 1-3 时,可以确定在多层材料中每个材料成分的总的厚度。该分析基于来自多层结构的底部交界面的、与频率无关的声音反射。该分析利用在多层结构的上表面反射与底部交界面反射之间的时间差。通过使用这个信息,可以确定多层结构中每种材料的厚度以及估计多层结构的组成。DFUS 解的数学推导在例 1 中给出(MFUS 解可以类似地得出)。因为 DFUS 技术基于来自多层结构(可被设置为声学上高度可见的)的底部的反射,所以不需要来自多层结构内的不同层的声学上可见的反射。因此,所述技术可被用来确定在具有声学上不可见的层结构的材料中多层结构的组成和厚度。

#### 附图说明

[0026] 图 1 示出用宽带超声换能器进行的测量的示意图。

[0027] 图 2 示出用两个超声换能器进行的测量的示意图。

[0028] 图 3 示出用宽带超声换能器进行的、分层的脂肪和瘦肉组织的总厚度的测量的示意图。

[0029] 图 4 示出按照例 1 的三个声学上不同的弹性体的总厚度的测量的示意图。

[0030] 图 5a 示出按照例 2 的、从参考信号频谱确定的有效频带。

[0031] 图 5b 示出按照例 2 的、如何得到用于计算高频和低频的积分反射系数的频带。

[0032] 图 6 示出按照例 2 的、如用 DXA 测量的、在节食期间身体组成的改变。

[0033] 图 7a 示出按照例 2 的、使用单换能器 DFUS 方法的结果。

[0034] 图 7b 示出按照例 2 的、使用二换能器 DFUS 方法的结果。

[0035] 图 8 示出按照例 2 的、如通过 DFUS 校正和不通过校正确定的、平均的积分反射系数(IRC)值。

#### 具体实施方式

[0036] 在图 1 中,用单个宽带超声换能器 5 测量分层的材料 4。超声传播通过由两种材料 1,2 构成的多层材料 4,并从多层结构的底部被反射。测量的脉冲回波信号被记录,以供分析。来自多层材料的底部的反射被使用,并与来自参考反射器(标准化的反射器,诸如光滑金属板)的反射进行比较。通过使用快速傅立叶变换(FFT)算法对于两个信号(材料和参考测量值)计算超声信号的频率响应(频谱)。反射系数被计算为来自材料的底部与标准反射器的超声反射之间的比值。从反射系数频谱,确定两个代表频率( $\Delta f_1$  和  $\Delta f_2$ ),相应的反射系数值(单个值或平均值)被用于基于 DFUS 的厚度计算。使用 DFUS 技术,可以确定材料 1 和 2 的总厚度。

[0037] 在图 2 中,用具有不同的频率的两个超声换能器 5 测量由两种材料 1,2 构成的分层材料 4。超声以两个不同的频率传播通过多层材料,超声回波从多层结构的底部被反射。

低频和高频脉冲回波信号被记录,以供分析。对于每个信号(低频和高频),来自多层材料的底部的反射被使用。在两种情形下,通过使用快速傅立叶变换(FFT)算法计算超声信号的频率响应(频谱)。同一个算法被用来计算来自标准化反射器的参考脉冲回波测量值的频谱。对于低的( $\Delta f_2$ )和高的( $\Delta f_1$ )超声频率测量值,确定代表的频率范围。在低频和高频处,反射系数分别被计算为来自材料的底部与参考反射器的超声反射的频谱之间的比值。这两个反射系数频谱(对于低频和高频),在基于DFUS的厚度计算中,在所确定的频率范围( $\Delta f_1$ 和 $\Delta f_2$ )处都被使用。最后,通过使用DFUS技术,可以确定材料1和2的总厚度。

[0038] 在图3中,用具有宽带超声换能器5的DFUS技术确定脂肪组织1和瘦肉组织2的总厚度。首先,超声信号被传送通过软组织。超声从软组织-骨骼6交界面被反射。测量的脉冲回波信号被记录,并被保存供以后分析。通过使用快速傅立叶变换(FFT)算法计算交界面反射(软组织-骨骼)的频谱。随后,把计算的频谱与参考测量值(标准化的反射器(例如抛光的钢板)的脉冲回波测量值)的频谱进行比较。当使用单个宽带换能器时,确定在两个代表频率处的反射系数。最后,使用DFUS技术来计算脂肪和瘦肉组织的总厚度。通过使用关于这些厚度的信息,软组织对骨骼的超声测量的影响可以在数学上被消除。最后,计算骨骼参数的软组织校正的值。

[0039] 例1

[0040] 概要

[0041] 有人提出定量超声具有用于临床筛检骨质疏松的潜能。大多数市面上可买到的超声设备是基于跟骨的透射测量的,但其不是通常的骨折部位。与透射测量相反,在诸如脊椎骨和股骨近端的典型的骨折部位,可以进行反射和后向散射测量。在这些区域处覆盖骨骼的软组织影响测量的可靠度。在这个例1中,给出用于消除软组织引起的误差的双频超声技术(DFUS)。所述技术预先用弹性体样本验证。为了进一步验证,在2.25MHz和5.0MHz的频率下测量被覆盖有不均匀软组织的人的小梁骨骼样本( $n = 25$ )。DFUS技术在宽带超声后向散射方面和在积分反射系数(在5.0MHz)方面减小( $p < 0.01$ )平均的软组织引起的误差,分别从58.6%减小到-4.9%和从127.4%减小到23.8%。结论是,作为能够确定上覆的软组织的组成和厚度的第一超声技术的双频超声技术可以提高临床超声测量的精确度,因此它具有很大的临床价值。

[0042] 方法-用弹性体样本验证

[0043] 在调查研究中使用了三种声学上不同的弹性体(3a-c,芬兰Vammala的Teknikum Oy,直径=26mm)。弹性体3a,3b和3c的厚度分别是10.25mm,5.50mm,6.00mm。弹性体样本(弹性体3,图4)是利用和没有利用弹性体1和2的上覆的介入的组合进行测量的(图4)(英国Shropshire的RAPRA Technology有限公司)。

[0044] 图4示出用于弹性体样本的声学测量的实验装置。在超声信号中的感兴趣的区域位于由于弹性体3的表面而产生的回波处。双频超声技术被用来使得在确定弹性体3的声学特性时由弹性体1和2引起的伪像(artifact)最小化。

[0045] 如图4所示,分层的弹性体材料用具有不同的频率的两个超声换能器5进行测量。超声以两个不同的频率传播通过多层弹性体,信号从弹性体3的表面反射。低频和高频脉冲回波信号都被记录以供分析。来自弹性体3的表面的反射被用于每个信号(低频和高

频)。在这两种情形下,通过使用快速傅立叶变换(FFT)算法计算超声信号的频率响应(频谱)。同一个算法用于使用对应于换能器-弹性体3的距离的换能器-钢板距离来计算来自标准反射器(即,抛光的钢板)的参考脉冲回波测量值的频谱。对于低的(2.25MHz)和高的(5.0MHz)超声频率测量,确定代表的频率范围。在低频和高频处,反射系数分别被计算为来自弹性体3的表面与参考反射器的超声反射频谱之间的比值。在基于DFUS的厚度计算时使用这两个反射系数频谱(对于低频和高频)。最后,通过使用DFUS技术,可以确定弹性体1和2的总厚度。双频超声技术被用来使得在确定弹性体3的声学特性时由弹性体1和2引起的伪像最小化。

[0046] 介入的弹性体组合( $n = 3$ , 直径 = 15mm)由各种厚度的两个不同的弹性体样本(弹性体1和2,图4)构成。弹性体的厚度用微米来度量。在介入的弹性体组合中的弹性体1和2的厚度分别是1.19mm和3.22mm(组合1),2.00mm和1.85mm(组合2)以及3.01mm和0.97mm(组合3)。弹性体1和2分别具有40和69的机械支撑(mechanical shore)值。

[0047] 方法-用活体组织验证

[0048] 人的小梁骨骼样本( $n = 25$ )是利用和没有利用上覆的猪(porcine)的软组织( $n = 25$ )测量的。人的小梁骨骼样本(直径 = 16mm,厚度 = 7.5mm)是从人的股骨侧髁( $n = 13$ )和胫骨侧台( $n = 12$ )收集的(国家医疗事务局,许可证1781/32/200/01)。由本地屠宰场(芬兰Kuopio的Atria Oy)提供的新鲜的软组织样本(厚度 = 10-20mm)是在从具有30%脂肪含量的猪的软组织的测量之前刚刚提供的。

[0049] 超声测量

[0050] 超声换能器的中心频率是2.25MHz和5.0MHz。弹性体的所有的超声测量是在蒸馏的去气的水浴(21°C)中进行的。在弹性体1和2中的超声速度和平均衰减用在透射几何学中的置换方法来确定,而积分反射系数(IRC)用脉冲回波技术来确定。弹性体3a-c的超声平均衰减和IRC是利用和没有利用介入的上覆的弹性体组合被确定的。脂肪(脂肪的)和瘦肉组织以及人的小梁骨骼的声学特性在2.25MHz和5.0MHz的频率下被确定。以上提到的、对于活体组织(脂肪和瘦肉组织,小梁骨骼)的测量是在体温(37°C)下,在去气的磷酸盐缓冲盐水(PBS)中进行的。

[0051] 双频超声技术

[0052] 弹性体3a-c的超声平均衰减和IRC是利用和没有利用介入的上覆弹性体被确定的。为了消除由介入的弹性体引起的伪像,必须知道它们的厚度和声学特性。介入的弹性体层的厚度可以通过使用双频超声技术被确定。

[0053] 校正的IRC( $IRC_{corr}$ )可被如下地确定:

$$[0054] \quad IRC_{corr} = IRC_{uncorr} + 2x_1 \alpha_1 + 2x_2 \alpha_2 + K_i, (1)$$

[0055] 其中 $IRC_{uncorr}$ 是未校正的积分反射系数(IRC), $x$ 是弹性体厚度,以及 $\alpha$ 是弹性体的超声平均衰减系数。下标1和2分别指的是弹性体1和2。 $K_i$ 是用于补偿在弹性体1和2的表面处的超声反射的校正因子:

$$[0056] \quad K_i = 8.68 \ln((1 - R_1^2)^2 (1 - R_2^2)^2), \quad (2)$$

[0057] 其中 $R_i$ 是弹性体1和2的相应的反射系数(分别是下标1和2)。校正的平均衰减( $A_{corr}$ )可以如下地确定:

$$[0058] \quad A_{corr} = A_{uncorr} - x_1 \alpha_1 - x_2 \alpha_2 - K_a, (3)$$



[0059] 其中  $A_{\text{uncorr}}$  是未校正的平均衰减, 以及  $K_a$  是用于补偿在弹性体 1, 2, 3 的表面处的超声反射的校正因子。

$$[0060] \quad K_a = 8.68 \ln((1 - R_1^2)(1 - R_2^2)(1 - R_3^2)). \quad (4)$$

[0061] 对于骨骼-软组织组合的 IRC 和宽带超声后向散射 (BUB) 测量值的软组织校正, 类似于对于弹性体的校正那样进行 (公式 1)。由于在瘦肉和脂肪组织的不均匀混合物中不存在明显的声学边界, 因此  $K_i$  项可以被忽略。

[0062] 结果和结论

[0063] 弹性体 2 比起弹性体 1 呈现更高的平均衰减和 IRC, 而在弹性体 1 和 2 中声音的速度 (SOS) 的变化仅仅是较小的 (表 1)。在两个弹性体中平均衰减和 IRC 作为频率的函数增加 (表 1)。与脂肪组织相比较, 在瘦肉组织中, SOS 是更高的以及平均衰减更低 (表 2)。在瘦肉和脂肪组织中平均衰减作为频率的函数增加 (表 2)。

[0064] 表 1. 在 2.25MHz 和 5.0MHz 下, 弹性体 1 和 2 的积分反射系数 (IRC)、声音的速度 (SOS) 和平均衰减的值 (平均值  $\pm$  SD)。在双频超声技术中, 当在确定弹性体 3 的声学参数的值时, 弹性体 1 和 2 的声学特性的平均值被用来消除它们的介入的影响 (图 4)。

[0065]

	2.25 MHz		5.0 MHz	
	弹性体 1	弹性体 2	弹性体 1	弹性体 2
IRC (dB)	-25.5 $\pm$ 1.5	-14.5 $\pm$ 0.6	-18.7 $\pm$ 1.6	-10.2 $\pm$ 0.2
SOS (m/s)	1553 $\pm$ 43	1586 $\pm$ 26	1553 $\pm$ 43	1586 $\pm$ 26
平均衰减 (dB/cm)	7.2 $\pm$ 1.4	26.9 $\pm$ 4.7	21.0 $\pm$ 0.6	66.7 $\pm$ 3.8

[0066] 表 2. 在 2.25MHz 和 5.0MHz 下, 瘦肉和脂肪 (脂肪的) 组织的声音的速度 (SOS) 和平均衰减的值 (平均值  $\pm$  SD)。在双频超声技术中, 当在确定小梁骨骼组织的声学参数的值时, 平均值被用来消除上覆的软组织的介入的影响。

[0067]

	2.25 MHz		5.0 MHz	
	瘦肉组织	脂肪组织	瘦肉组织	脂肪组织
SOS (m/s)	1596 $\pm$ 21	1446 $\pm$ 32	1596 $\pm$ 21	1446 $\pm$ 32
平均衰减 (dB/cm)	0.9 $\pm$ 1.0	1.5 $\pm$ 1.5	2.1 $\pm$ 1.6	4.7 $\pm$ 2.2

[0068] DFUS 技术减小由于介入的弹性体造成的、在 IRC 和平均衰减方面 (在 2.25MHz) 的平均值误差, 分别从 37.5-77.5 % 减小到 -12.0-4.9 %, 和从 70.0-201.1 % 减小到 -1.1-34.6 % (表 3)。在高频时 (5.0MHz), DFUS 技术减小由于介入的弹性体造成的、在 IRC 和平均衰减方面的平均值误差, 分别从 103.6-289.4 % 减小到 -15.9-5.6 %, 和从 33.8-158.3 % 减小到 -29.7-6.5 % (表 3)。

[0069] 表 3. 在 2.25MHz 和 5.0MHz 下, 弹性体 (3a-c) 的积分反射系数 (IRC) 和平均衰减的值。弹性体 3a-c 的声学参数的值也利用存在的介入的上覆的弹性体 (1 和 2) 被确定 (图 4)。还给出了未校正的 (平均值  $\pm$  SD) 以及校正的值 (双频超声技术)。绝对误差是通过使用参数的平均值计算的。

[0070]

	2.25 MHz			5.0 MHz		
	弹性体 3a	弹性体 3b	弹性体 3c	弹性体 3a	弹性体 3b	弹性体 3c
IRC (dB)	-35.7	-18.7	-20.1	-31.7	-14.1	-19.3
平均衰减 (dB/cm)	10.5	17.1	6.1	30.0	42.8	17.8
未校正的值						
IRC (dB)	-49.0±2.7	-33.2±3.4	-31.4±1.7	-64.5±2.7	-55.0±5.5	-49.6±4.8
平均衰减 (dB/cm)	17.8±1.7	33.2±4.3	18.4±1.7	40.1±1.6	72.3±4.3	46.1±6.0
校正的值						
IRC (dB)	-37.4±2.8	-16.5±2.8	-20.2±0.9	-33.4±2.8	-11.9±2.8	-19.4±0.9
平均衰减 (dB/cm)	11.8±1.7	16.9±4.5	8.2±0.6	24.0±1.9	30.1±4.5	19.0±1.9
未校正的值的误差						
IRC (%)	37.5	77.5	56.7	103.6	289.4	157.2
平均衰减 (%)	70.0	94.0	201.1	33.8	68.9	158.3
校正的值的误差						
IRC (%)	4.9	12.0	0.7	5.6	-15.9	0.8
平均衰减 (%)	12.9	11.1	34.6	-19.9	-29.7	6.5

[0071] 在软组织-骨骼组合中,DFUS技术减小在BUB和IRC方面(在5.0MHz)的 averages 的软组织引起的误差,分别从58.6%减小到-4.9%,和从127.4%减小到23.8%(表4)。

[0072] 表4. 在2.25MHz和5.0MHz下,人的小梁骨骼的积分反射系数(IRC)和宽带超声后向散射(BUB)的值(平均值±SD)。骨骼样本的声学特性也是利用上覆的软组织层被确定的。还给出了未校正的(平均值±SD)以及校正的值(双频超声技术)。绝对误差是通过使用参数的平均值计算的。

[0073]

	小梁骨骼 (n = 26)	
	2.25 MHz	5.0 MHz
IRC (dB)	-10.1 ± 2.8	-10.1 ± 3.1
BUB (dB)	-15.5 ± 4.3	-16.5 ± 3.8
<b>未校正的值</b>		
IRC (dB)	-16.4 ± 4.0	-22.9 ± 5.6
BUB (dB)	-22.1 ± 4.8	-26.1 ± 6.3
<b>校正的值</b>		
IRC (dB)	-12.5 ± 4.0	-12.5 ± 4.0
BUB (dB)	-18.1 ± 4.1	-15.7 ± 4.8
<b>未校正的值的误差</b>		
IRC (%)	62.4	127.4
BUB (%)	42.5	58.6
<b>校正的值的误差</b>		
IRC (%)	23.3	23.8
BUB (%)	17.0	4.9

[0074] 在这个例 1 中,引入了用于骨骼超声测量的软组织校正的新超声方法。对于弹性体样本的初始验证在超声测量的精确度方面展示出很大的改进。在 5.0MHz 下 IRC 的误差从 103.6–289.4%减小到 -15.9%–5.6%。类似地,对于具有 10–20mm 的上覆的软组织的人的小梁骨骼样本,BUB(在 5.0MHz)的误差从 58.6%减小到 -4.9%。

[0075] 结论是,在这个例 1 中引入的 DFUS 技术是能够确定上覆的软组织的量和组成的第一超声技术,因此可以大大地提高临床超声测量的精确度。

[0076] 例 1 的附录

[0077] 介入层 1 和 2 的厚度可以通过双频超声技术求解。来自感兴趣的区域(例如,骨骼或弹性体 3(图 4))的低频和高频超声的超声反射幅度 ( $A_l, A_h$ ) 可被表达为如下:

$$[0078] \quad A_l = H_l e^{-2\alpha_{1,l}x_1} e^{-2\alpha_{2,l}x_2} A_{0,l}, \quad (A1)$$

$$[0079] \quad A_h = H_h e^{-2\alpha_{1,h}x_1} e^{-2\alpha_{2,h}x_2} A_{0,h}, \quad (A2)$$

[0080] 其中 H 是包括在介入层的表面处的超声反射在内的反射项,  $\alpha$  是衰减系数,以及 x 是介入层的厚度。下标 1 和 2 以及 l 和 h 分别是指介入层 1 和 2 以及低的和高的超声频率。超声幅度  $A_{0,l}$  和  $A_{0,h}$  分别是指对于低频和高频的、来自抛光的钢板的超声反射幅度。如果超声反射系数依赖于频率,则在计算时可以考虑:

$$[0081] \quad H(f) = \alpha f^b, \quad (A3)$$

[0082] 其中系数 a 和 b 表示反射项的频率依赖性。因此,在低频和高频处的项 H 之间的关系可被表达为如下:

$$[0083] \quad H_l = H_h \left( \frac{f_l}{f_h} \right)^b = m H_h \quad (A4)$$

[0084] 其中 f 是频率,以及系数 m 表示 H 的频率依赖性。超声反射幅度  $A_l$  现在可被表达为如下:

$$[0085] \quad A_l = m \left( \frac{A_h}{A_{0,h}} e^{2(\alpha_{1,h}x_1 + \alpha_{2,h}x_2)} \right)^k e^{-2\alpha_{1,l}x_1} e^{-2\alpha_{2,l}x_2} A_{0,l}. \quad (A5)$$

[0086] 通过置换：

$$[0087] \quad S = 2k \alpha_{1,h} - 2 \alpha_{1,l}, \quad (A6)$$

$$[0088] \quad J = 2k \alpha_{2,h} - 2 \alpha_{2,l}, \quad (A7)$$

[0089] 公式 A5 可被表达为如下：

$$[0090] \quad \frac{A_l (A_{0,h})^k}{m (A_h)^k A_{0,l}} = e^{x_1 S + x_2 J} \quad (A8)$$

[0091] 在来自介入层的第一表面与样本的表面的反射之间的时间差  $\Delta t$  (参见图 4) 可被写为：

$$[0092] \quad \Delta t = 2 \left( \frac{x_1}{c_1} + \frac{x_2}{c_2} + \frac{2x_w}{c_w} \right), \quad (A9)$$

[0093] 其中  $c_1, c_2$  和  $c_w$  是在低的和高的超声频率下测量的平均声音的速度。下标  $w$  是指水。介入层 1 的厚度可被表达为：

$$[0094] \quad x_1 = \left( \frac{\Delta t}{2} - \frac{x_2}{c_2} - \frac{2x_w}{c_w} \right) c_1. \quad (A10)$$

[0095] 介入层 2 的厚度现在可以从公式 A8 和 A10 求解：

$$[0096] \quad x_2 = \frac{\ln\left(\frac{1}{m}\right) + \ln\left(\frac{A_l}{A_{0,l}}\right) - k \ln\left(\frac{A_h}{A_{0,h}}\right) - \left(\frac{\Delta t}{2} - \frac{2x_w}{c_w}\right) c_1 S}{J - \frac{c_1 S}{c_2}} \quad (A11)$$

[0097] 最后, 通过使用所确定的层 2 的厚度, 层 1 的厚度可以从公式 A10 进行计算。

[0098] 在骨骼-软组织组合中, 脂肪 (脂肪的) 和瘦肉组织的厚度可以通过双频超声技术进行求解。在骨骼表面处的反射被发现是与频率无关的 (2.25MHz 对 5.0MHz), 以及从软组织表面和脂肪-瘦肉组织交界面的反射被发现是最小的, 因此  $b = 0$  且  $m = 1$ 。由于在脂肪 (脂肪的) 和瘦肉组织之间没有自由的水 ( $x_w = 0$ ), 公式 A10 可被简化, 以及瘦肉组织的厚度可被表达为：

$$[0099] \quad x_2 = \frac{\ln\left(\frac{A_l}{A_{0,l}}\right) - \ln\left(\frac{A_h}{A_{0,h}}\right) - \left(\frac{\Delta t}{2}\right) c_1 S}{J - \frac{c_1 S}{c_2}}, \quad (A12)$$

[0100] 其中下标 1 和 2 分别是指脂肪和瘦肉组织。

[0101] 例 2

[0102] 概要

[0103] 有人提出定量超声具有用于临床筛检骨质疏松的潜能。然而, 大多数市面上可买到的超声设备是基于跟骨的透射测量的, 其不是通常的骨折部位。与透射测量相反, 在诸如

脊椎骨、桡骨和股骨近端的典型的骨折部位,可以进行反射和后向散射测量。不幸地,在这些区域中上覆骨骼的软组织降低了测量的可靠度。在这个例 2 中,双频超声 (DFUS) 技术被应用于在体内消除来自人的股骨远端的积分反射系数 (IRC) 测量的、软组织引起的误差。对于节食的健身者 (body builder),在体内探查了该技术跟踪局部软组织组成的改变的能力。而且,给出了所述技术的新颖的单个换能器应用。

[0104] 单个宽带超声换能器 DFUS 技术证明是用于确定局部软组织组成的精确的方法,如由文献验证的,即,双能量 x 射线吸收测量法 (DXA) 测量 ( $r^2 = 0.88$ )。DFUS 校正的 IRC 值表明在节食期间仅仅较小的变化,尽管检测到上覆的软组织的数量和组成的明显改变。这个结果是鼓舞人心的,因为控制 DXA 测量表明,节食对于骨骼密度没有影响。

[0105] 结论是,作为用于确定上覆的软组织层的组成和厚度的直截了当的、但精确的技术的双频超声技术可以提高骨骼质量的临床超声测量的精确度,因此它具有很大的临床价值。而且,所述技术证明是用于局部软组织表征 (即,组成) 的快速的和精确的工具,正如用参考测量 (DXA) 确认的。

[0106] 材料和方法

[0107] 志愿健身者 (作者之一,年龄 = 27 岁,高度 = 172cm,开始体重 = 92kg) 经历了 21 周的低能量节食的预竞赛,以便减少身体脂肪含量,而同时瘦肉组织的损失最小。从志愿者处得到书面同意。志愿者的清晨体重每星期以标准化的方式用数字秤进行称重。每三星期,用 DXA (德国 Wessling 的 Lunar Prodigy) 确定在位于右部大腿远端的感兴趣的区域的总的相对身体脂肪和软组织组成。在 DXA 测量之前,液体和食物摄入保持为最小达大于 2 小时。而且,每三星期,连同 DXA 测量一起,以标准化的方式进行位于志愿者的右部大腿处的 ROI 的超声测量。

[0108] 所有的超声测量 (美国新泽西 Physical Acoustic Co. 的 UltraPAC) 用两个聚焦的换能器 (中心频率分别是 2.25MHz 和 5.0MHz,以及焦距分别是 50.3mm 和 49.8mm,美国马萨诸塞州 Waltham 的 Panametrics 有限公司) 人工地进行。声耦合是通过使用超声凝胶 (gel) (美国新泽西 Fairfield 的 Parker Laboratories 有限公司的 Aquasonic 100) 而得以确保的。

[0109] 双频超声技术是基于在两个超声频率下在软组织 - 骨骼交界面处积分反射系数 (IRC) 的测量的。积分反射系数 (IRC) 被如下地计算:

$$[0110] \quad IRC = \frac{1}{\Delta f} \int_{\Delta f} R(f) df, \quad (1)$$

[0111] 其中  $\Delta f$  是有效的频率范围,以及  $R(f)$  是在软组织 - 骨骼交界面处的超声反射系数频谱。

[0112] 因为在软组织 - 骨骼交界面处的超声是频率无关的并且因为对于瘦肉和脂肪 (脂肪的) 组织,与频率有关的衰减系数是已知的,所以可以用 DFUS 技术确定软组织组成。下面,概略地阐述 DFU 技术的数学基础。

[0113] 校正的 IRC ( $IRC_{corr}$ ) 可以如下地确定:

$$[0114] \quad IRC_{corr} = IRC_{uncorr} + 2x_L \alpha_L + 2x_A \alpha_A, \quad (2)$$

[0115] 其中  $IRC_{uncorr}$  是未校正的 IRC,  $x$  是组织厚度,  $\alpha$  是超声平均衰减,以及下标 L 和 A 分别是指瘦肉和脂肪组织。

[0116] 瘦肉和脂肪组织层的厚度  $x_L$  和  $x_A$  可以用双频超声技术进行求解。

[0117] 概略地, 瘦肉组织的厚度可被表达为:

$$x_L = \frac{\ln\left(\frac{A_l}{A_{0,l}}\right) - \ln\left(\frac{A_h}{A_{0,h}}\right) - \left(\frac{\Delta t}{2}\right)c_L(2\alpha_{L,h} - 2\alpha_{L,l})}{(2\alpha_{A,h} - 2\alpha_{A,l}) - \frac{c_L(2\alpha_{L,h} - 2\alpha_{L,l})}{c_A}} \quad (3)$$

[0119] 脂肪组织的厚度可被表达为:

$$x_A = \left(\frac{\Delta t}{2} - \frac{x_L}{c_L}\right)c_A, \quad (4)$$

[0121] 其中下标 A 和 L 分别是指脂肪和瘦肉组织。

[0122] 在一个换能器方法中, 对于高频和低频的计算的频带的积分反射系数被确定为在换能器有效的带宽的低频端和高端端处的 1MHz 宽的频带 (图 5)。2.25MHz 和 5MHz 换能器的有效的 (-6dB) 带宽分别是 (1.7-3.9MHz) 和 (2.5-6.2MHz)。在时域中的对于反射信号的 ROI, 在频域分析之前, 用汉明窗 (长度 2ms) 给开窗口。

[0123] 对于瘦肉和脂肪 (脂肪的) 组织的超声衰减系数先前已在五个不同的频率上进行实验确定。在当前的例子中, 对于该数据应用指数拟合, 以便对在本例中应用的频带的衰减系数进行内插。

[0124] 对于测量和数据分析, 分别构建定制的 Labview (美国得克萨斯州奥斯汀 National Instruments 的 v.6i) 和 Matlab (美国马萨诸塞州 Natick 的 The Mathworks 有限公司的 Matlab 6.5) 函数。SPSS 版本 11.5 (美国伊利诺斯州芝加哥的 SSPS 有限公司) 被用于统计分析。Pearson 的相关分析被用来计算线性相关系数。

[0125] 结果和结论

[0126] 在节食的 21 个星期期间, 健身者的体重从 91.6 千克线性下降到 75.1 千克 ( $r^2 = 0.99$ ,  $n = 22$ )。在 ROI 中的局部身体脂肪含量通过 DXA 和 DFU 技术表明类似的线性下降。而且, 总的瘦肉组织的质量没有同时减小, 如通过 DXA 确定的 (图 6)。重要地, 在节食期间, 既没有股骨或脊椎骨的 BMD 改变, 也没有 ROI 处的 BMD 改变 (分别为  $p = 0.87$ ,  $p = 0.64$  和  $p = 0.16$ )。

[0127] 在 DXA 和 DFUS 确定的局部软组织组成之间发现很大的相关性 (图 7)。重要地, 单个换能器 DFUS (在 5MHz) 对于局部软组织组成提供比二换能器方法更好的估值。随着由于脂肪含量的减小而造成衰减减小, 非校正的 IRC 表明在节食期间明显增长的趋势 (图 8)。在软组织校正后, IRC 值表明在节食期间仅很少的增长趋势。重要地, 在所有的频率处, 校正的 IRC 值表明在整个随之而来的时间间隔内仅仅很弱的 (不明显的) 趋势和小的变化 ( $SD = \pm 1.2 \text{ dB}$ )。

[0128] 在这个例 2 中, 给出了用于确定局部软组织组成的双频超声技术的新颖的单个换能器方法。而且, 调查研究了二个和一个换能器 DFUS 方法的在体内的可应用性。这两个 DFUS 技术都表明用于在体内确定局部软组织组成的很大的潜能。重要地, 单个换能器方法 (在 5MHz) 比原先的二换能器 DFUS 技术提供对局部软组织组成的更可靠的估计。这可以通过更直截了当的、只需要单个人工超声测量的单个换能器方法进行说明。

[0129] 随着由于脂肪含量的减小而造成衰减减小,未校正的 IRC 表明在节食期间明显增长的趋势。重要地,在软组织校正后,IRC 值表明在节食期间仅仅很少的增加趋势。

[0130] 结论是,作为用于确定上覆的软组织层的组成和厚度的直截了当的、但精确的技术的双频超声技术可以提高骨骼质量的临床超声测量的精确度,因此它具有很大的临床价值。而且,所述技术已证明是用于局部软组织特征表征(即,组成)的快速和精确的工具,正如通过参考测量(DXA)确认的。

[0131] 图 5a. 来自抛光钢板的表面和骨骼的表面的时域脉冲回波信号通过使用快速傅立叶变换(FFT)算法被变换成频域频谱。有效的频带(-6dB)从参考信号频谱进行确定。

[0132] 图 5b. 从抛光钢板的表面测量的脉冲回波频谱与从骨骼的表面测量的脉冲回波频谱相比较,由此,计算作为频率的函数的反射系数。对于积分反射系数的高频和低频的计算的频带被确定为在换能器有效频带的低频端和高端端处的 1MHz 宽的频带。相应的反射系数在 DFUS 计算中被使用。

[0133] 图 6. 如通过 DXA 测量的、在 21 星期长的节食期间总的身体组成的改变。脂肪组织(脂肪的)质量每星期恒定地减少 780 克,而瘦肉体质量方面每星期的平均增加量是 90 克。

[0134] 图 7. (a) 通过 DXA 技术,可以确定局部软组织组成。在这个研究中,感兴趣的区域位于右大腿,以及通过 DXA 和 DFUS 技术确定局部软组织组成。单个换能器 DFUS 方法(5MHz),与 (b) 二换能器 DFUS 方法相比较,显示出更好的性能。

[0135] 图 8. 在 ROI 内的局部软组织组成通过 DFUS 技术被确定。来自骨骼-软组织表面的超声反射系数(IRC)是利用和没有利用 DFUS 软组织校正被确定的。由于短的随动时间和骨骼矿物质密度值没有改变,来自骨骼表面的反射被预期在节食期间不改变,正如在节食时间间隔期间从骨架确定的。校正的 IRC 值表明在节食时间间隔期间仅仅较小的增加趋势(统计学上不明显的)和小的偏差,而未校正的 IRC 值表明在后续期间在统计学上明显的增加。

[0136] 应当理解,在不背离本发明的真实精神和范围的情况下可以对具体公开的实施例作出许多改变。所以,所附权利要求打算覆盖进入本发明的范围内的所有的这样的改变和修改。

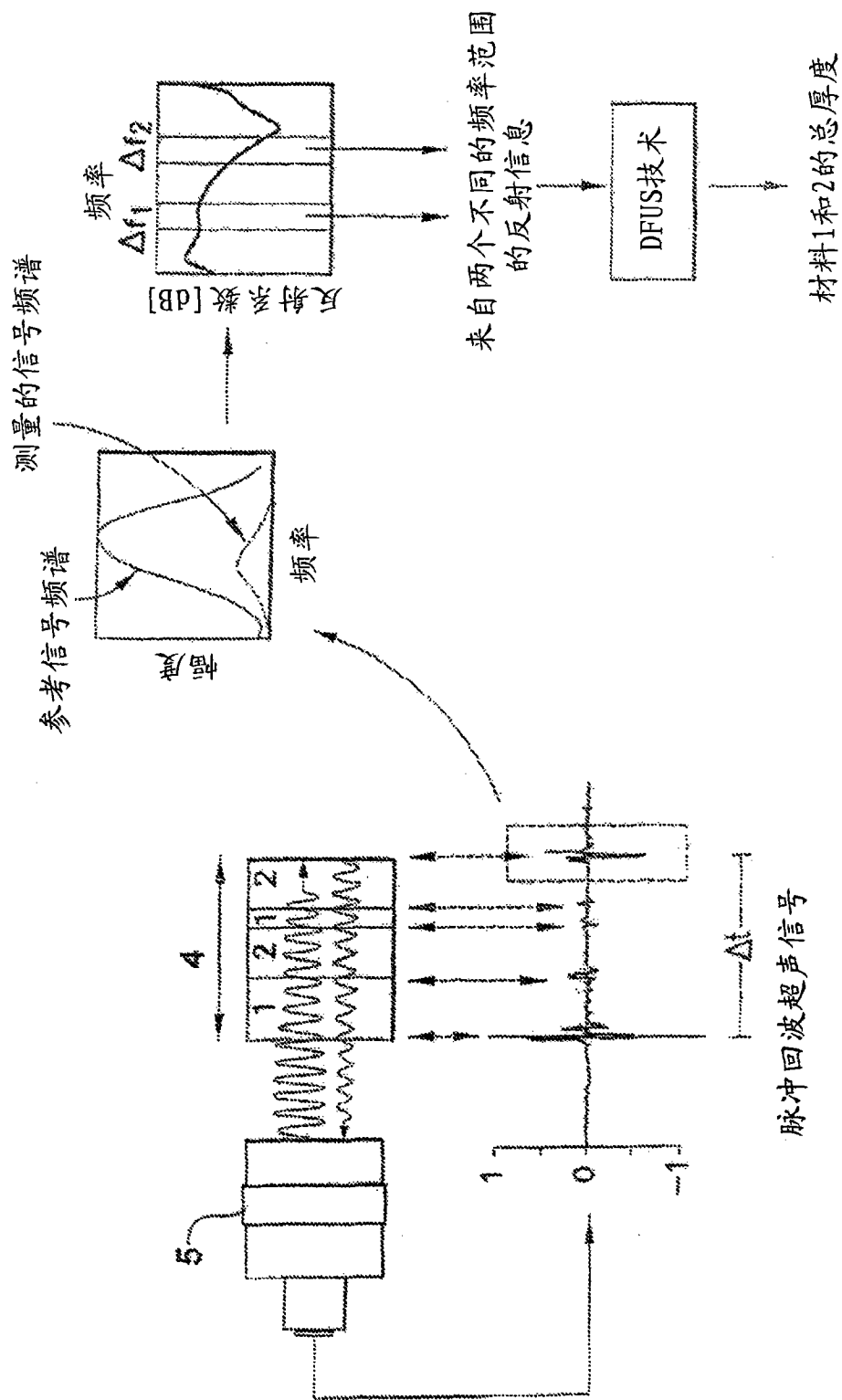


图 1



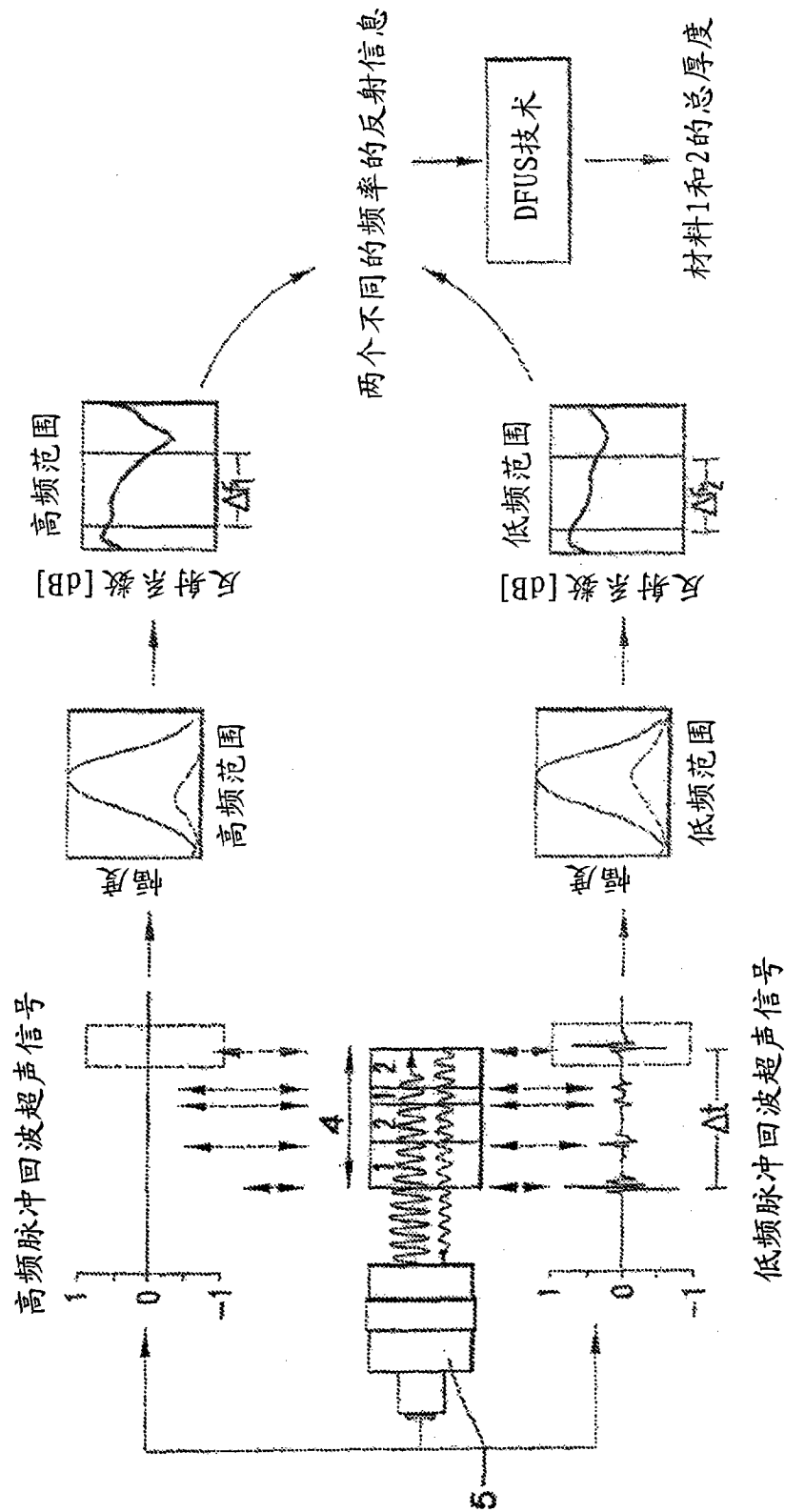


图 2

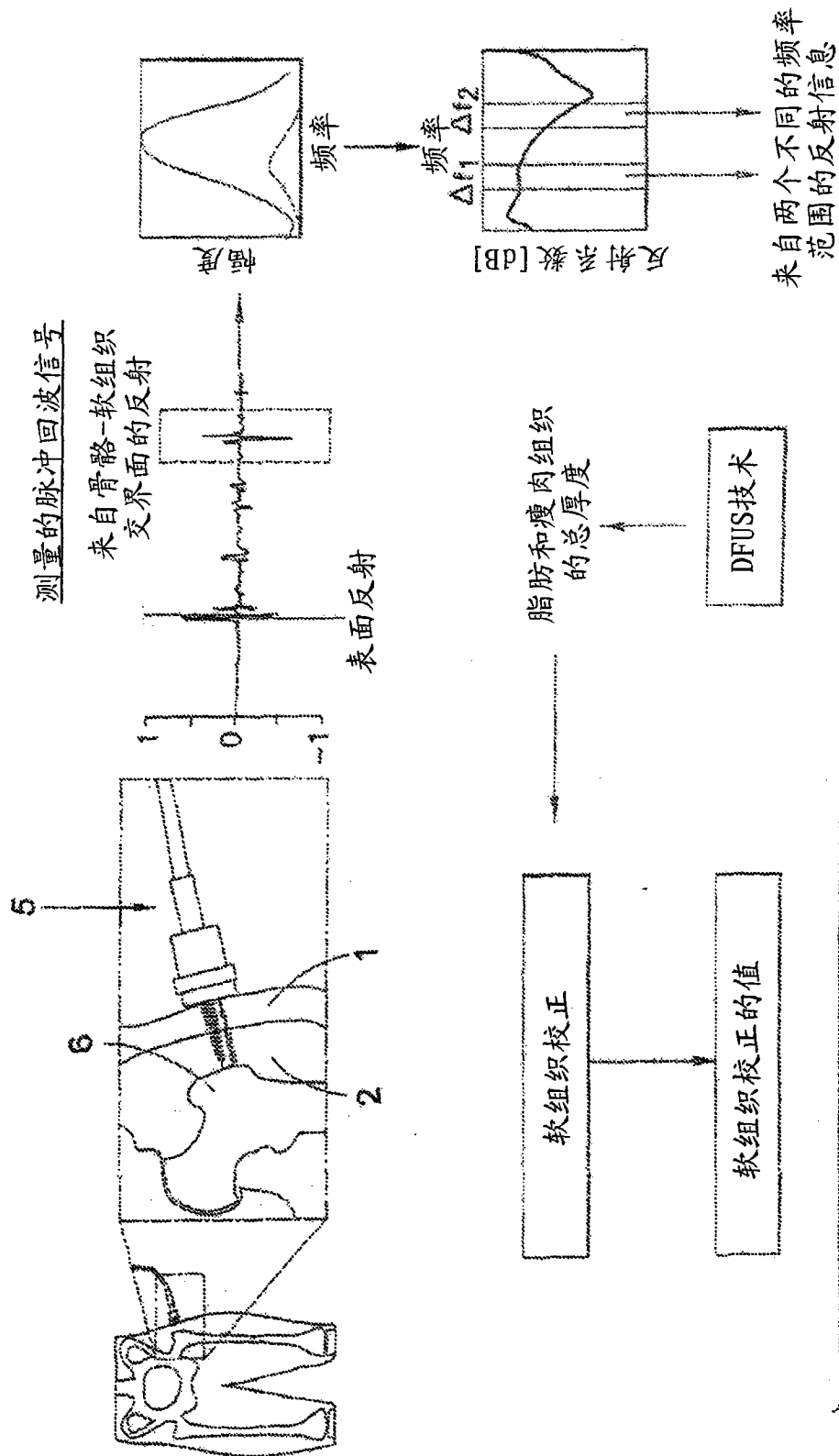


图 3

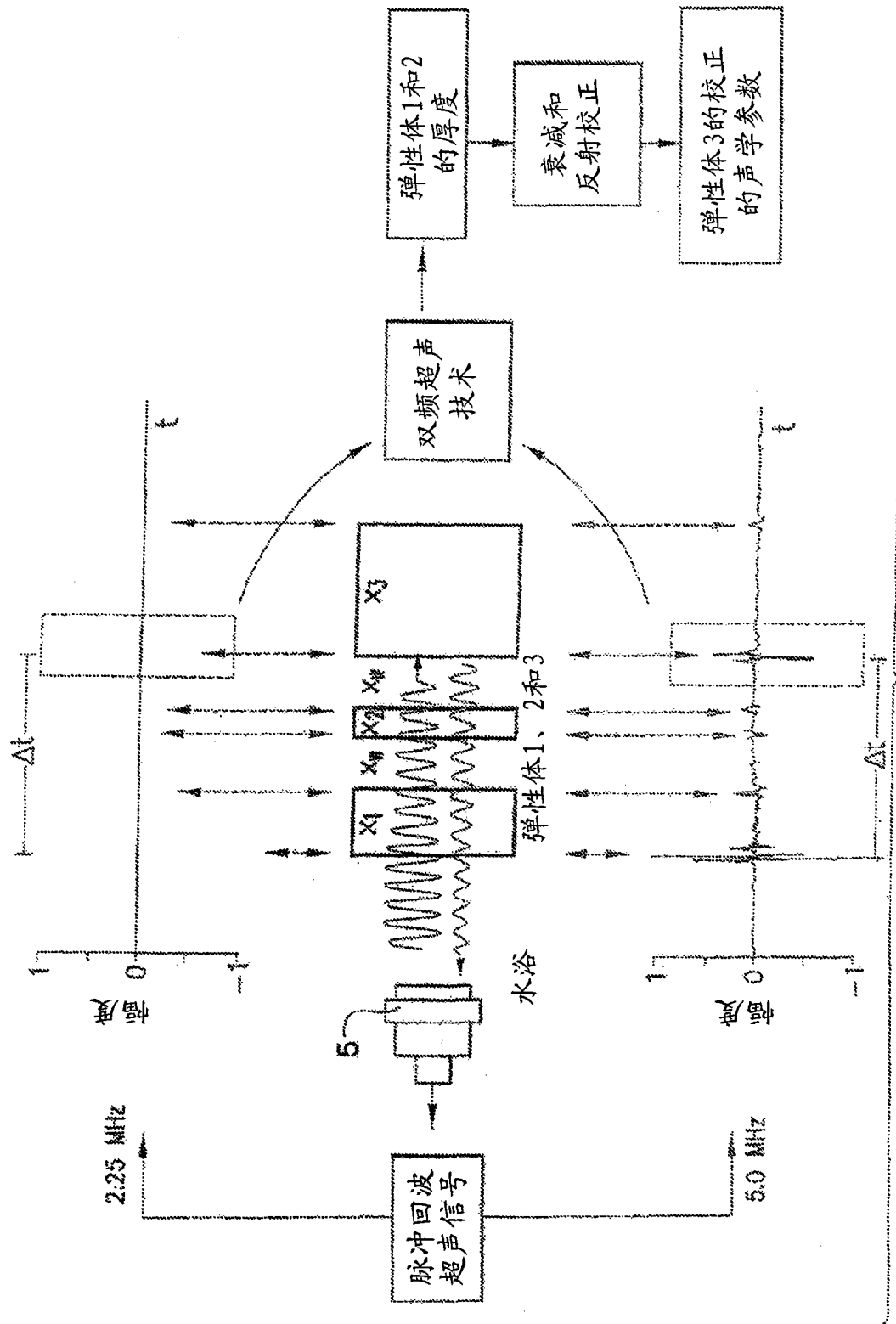


图 4

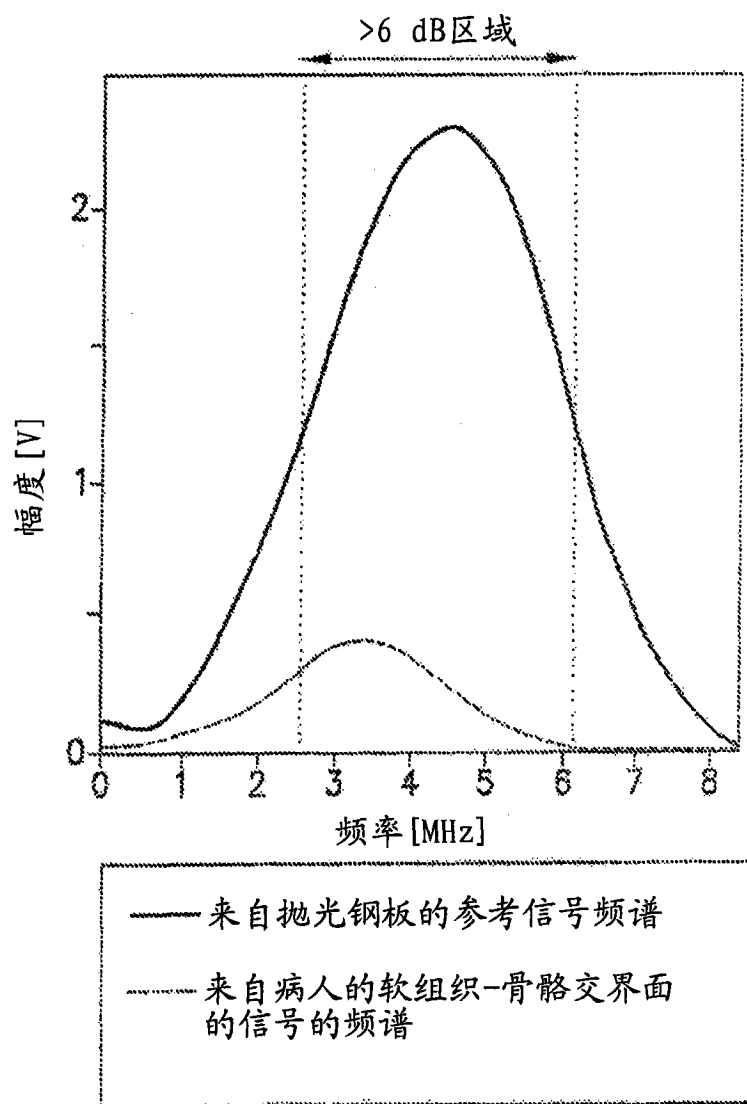


图 5A

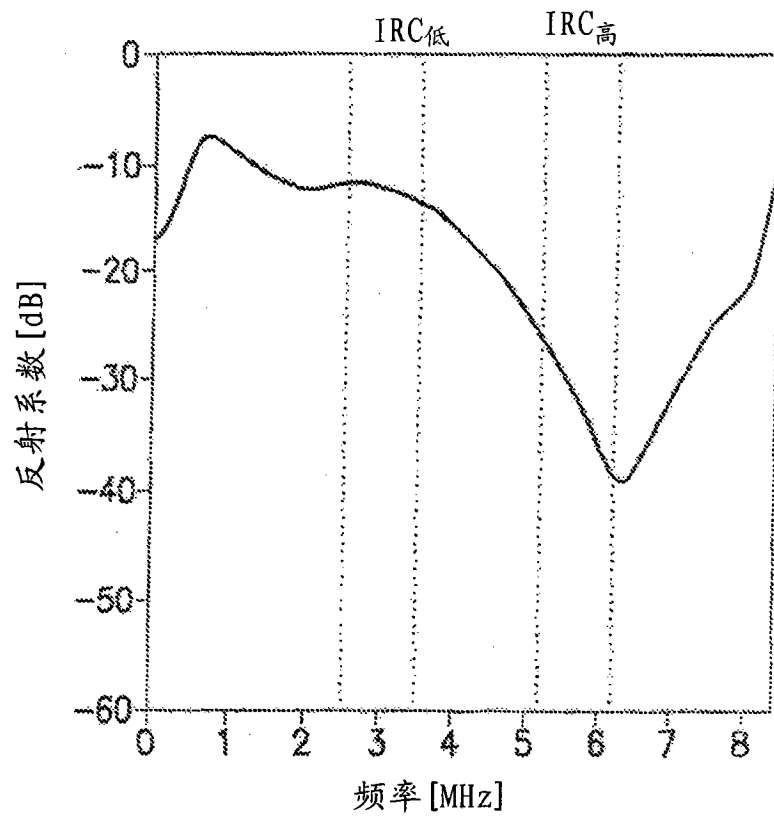


图 5B

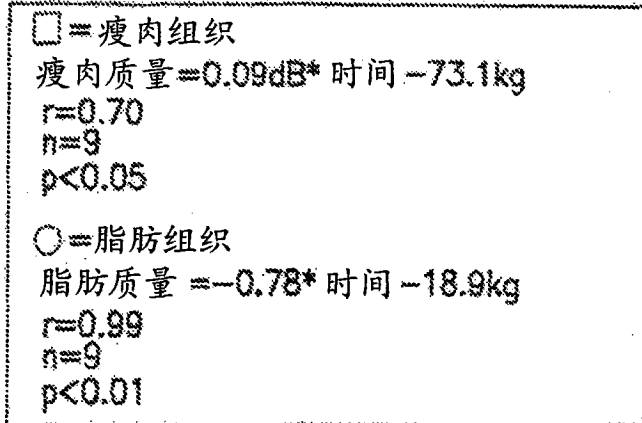
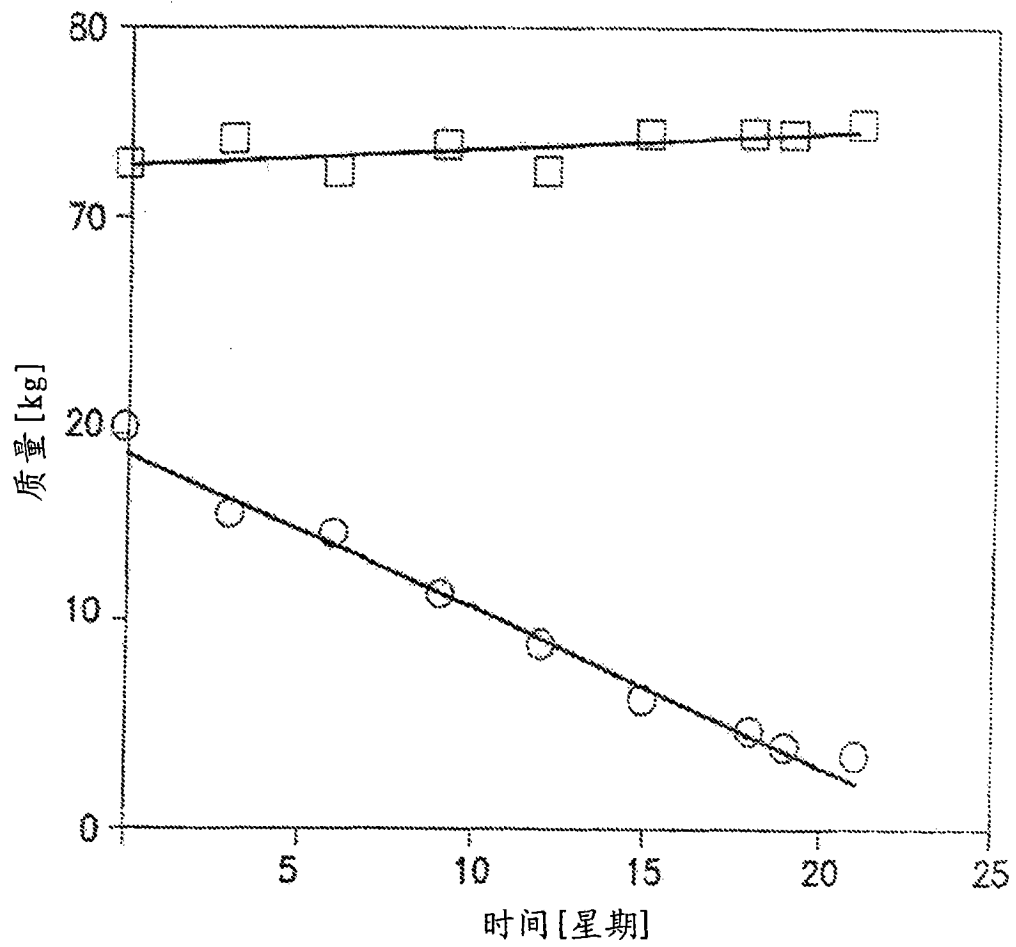


图 6

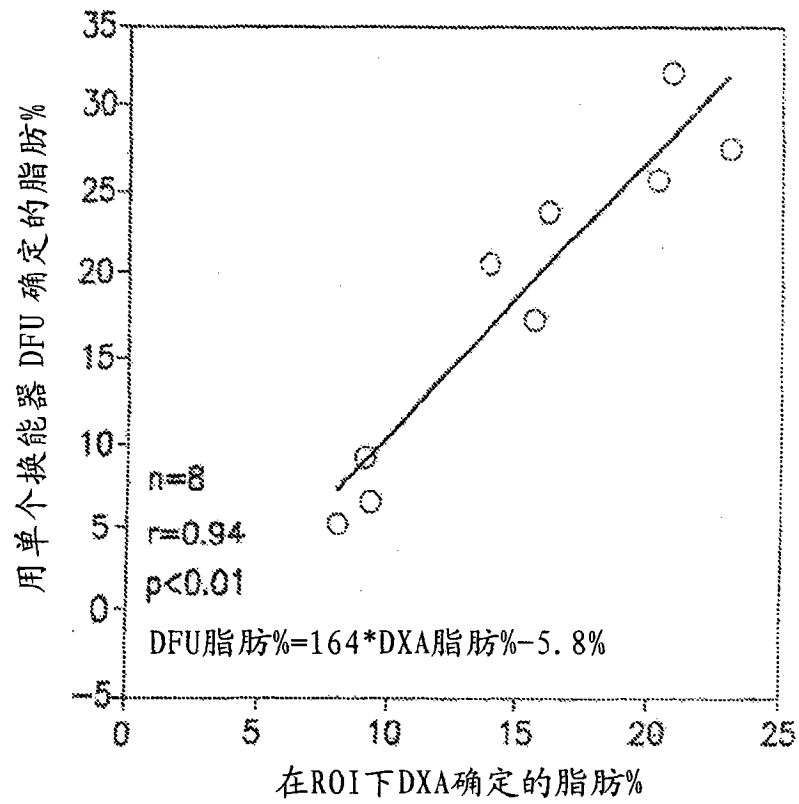


图 7A

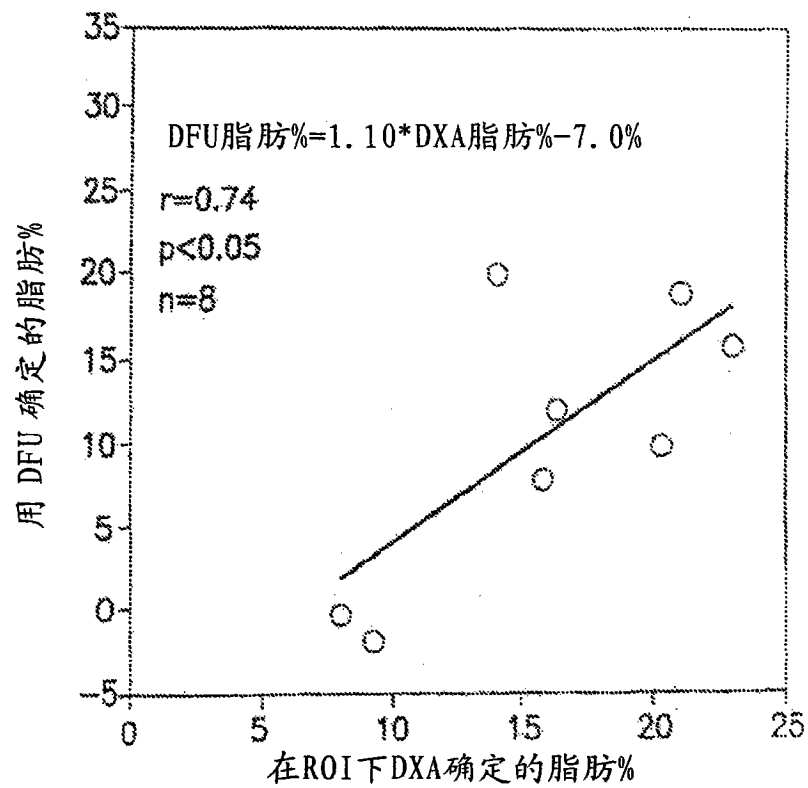


图 7B

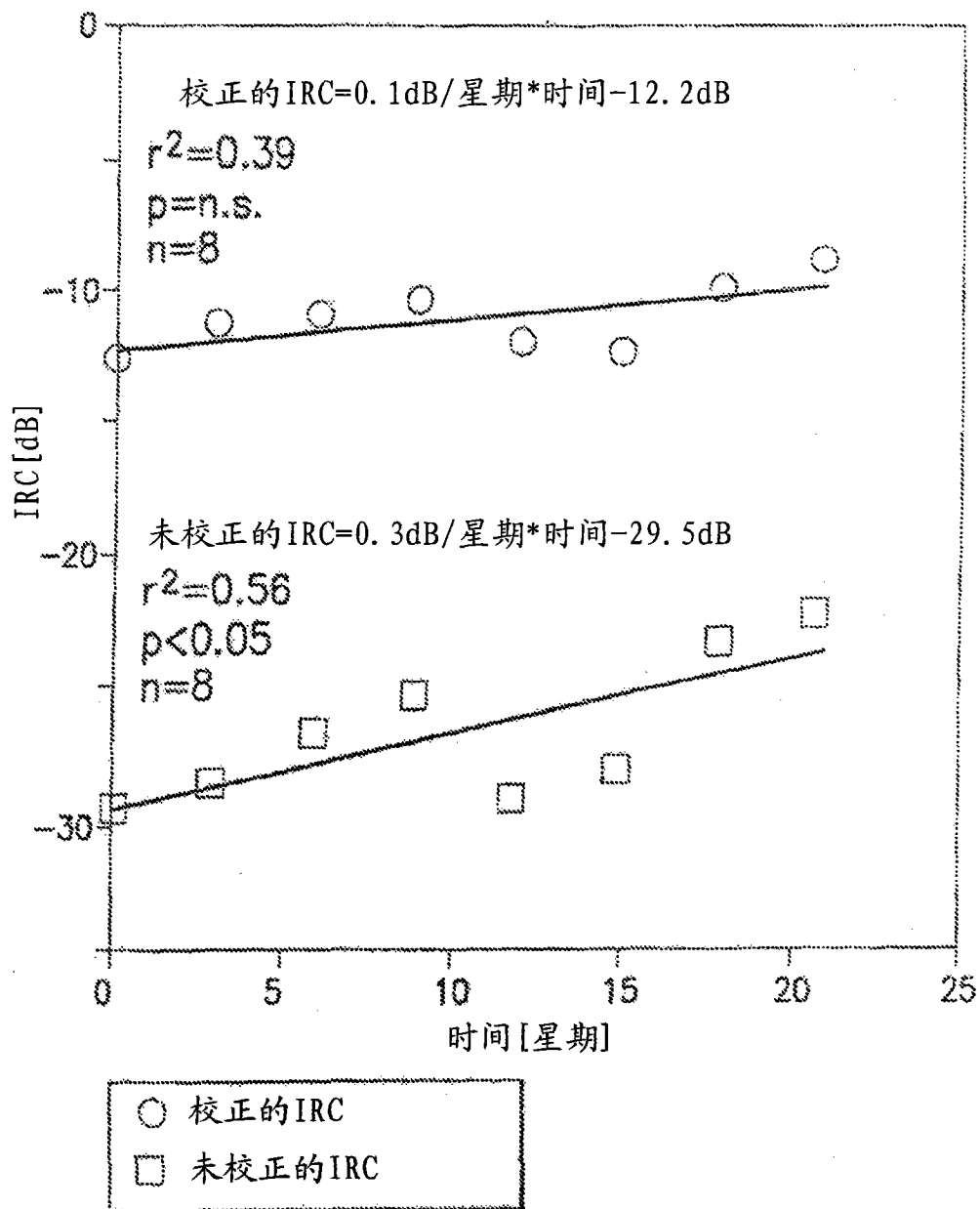


图 8



专利名称(译)	使用超声技术测量材料的厚度的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101883526B</a>	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN200880119014.8	申请日	2008-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	朱卡·朱韦林 奥西·里基伦 米科·哈库里伦		
申请(专利权)人(译)	朱卡·朱韦林 奥西·里基伦 米科·哈库里伦		
当前申请(专利权)人(译)	骨骼指数芬兰有限公司		
[标]发明人	朱卡·朱韦林 奥西·里基伦 米科·哈库里伦		
发明人	朱卡·朱韦林 奥西·里基伦 米科·哈库里伦		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	G01N29/46 G01N2291/02854 G01B17/02 G01N2291/044 A61B8/0858 A61B8/0875 G01N29/348 G01N2291/02475 G01N2291/0231		
代理人(译)	李娜 李家麟		
审查员(译)	李林霞		
优先权	11/999084 2007-12-03 US		
其他公开文献	CN101883526A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

本发明涉及用于测量多层结构的材料的厚度的方法。该方法包括用一个或多个超声换能器(5)，把包括不同频率的一个或多个超声信号发送到由两种或更多种材料(1, 2)构成的多层结构中；测量材料，所述材料的声学特性在所使用的频率处是不同的；用一个或多个超声换能器测量从多层结构的前表面和后表面反射的超声信号；以及从反射的超声信号确定在多层结构内的材料的厚度。

