



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107647881 A

(43)申请公布日 2018.02.02

(21)申请号 201710645796.X

(22)申请日 2017.07.25

(30)优先权数据

1657126 2016.07.25 FR

(71)申请人 法国爱科森有限公司

地址 法国巴黎

(72)发明人 斯蒂芬·奥迪尔 洛朗·桑德兰

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司 11006

代理人 王玉双

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

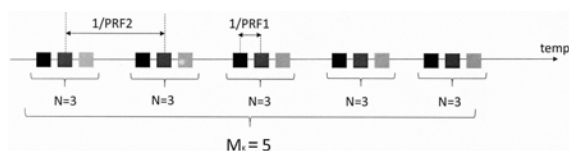
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

人体或动物器官粘弹性参数的测量方法

(57)摘要

本发明旨在提供一种测量人体或动物器官中至少一个粘弹性参数的方法,该方法包括以下步骤:由超声波换能器发射一连串的超声波束,所述超声波束传播穿过待查的器官;由超声波换能器接收反射的超声波信号并记录;基于记录的超声信号确定器官中的至少一个粘弹性参数;所述超声波束包括K组波束,所述的各组在时间上分隔开,K大于等于1;K组超声波束中的每组由具有PRF2的发射重复率的 M_K 段超声波束形成, M_K 大于等于1;所述 M_K 段中的各段均包括N束超声波,N大于等于1,当N大于1时,PRF1是N束超声波的发射重复率;所述N束超声波分布在P个频率上,P在1-N之间,其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率。



1. 一种测量人体或动物器官 (5) 中的至少一个粘弹性参数的方法 (1), 该方法包括以下步骤:

EM-US发射步骤, 由超声波换能器 (US) 发射一连串超声波束, 所述超声波束传播穿过待查的器官;

REC接收步骤, 由超声波换能器 (US) 接收反射的超声信号并记录;

DET确定步骤, 基于记录的超声信号确定器官 (5) 中的至少一个粘弹性参数;

其特征在于:

所述超声波束包括K组波束, 所述的各组在时间上分隔开, K大于等于1;

K组超声波束中的每组由具有PRF2的发射重复率的 M_k 段超声波束形成, M_k 大于等于1;

所述 M_k 段中的各段均包括N束超声波, N大于等于1; 当选择N大于1时, PRF1是N束超声波的发射重复率;

所述N束超声波分布在P个频率上, P在1-N之间, 其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率。

2. 根据权利要求1所述的方法 (1), 其特征在于测量的粘弹性参数是一个超声衰减参数。

3. 根据权利要求1或2所述的方法 (1), 其特征在于该PRF2发射重复率大于等于1Hz, 该PRF1发射重复率大于等于1kHz。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法 (1), 其特征在于选择所述P个不同频率和N束超声波的频宽以大体上地覆盖该超声波换能器 (US) 的带宽。

5. 根据权利要求4所述的方法 (1), 其特征在于所述P等于N。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法 (1), 其特征在于M在10-10000之间, P在2-11之间, N在2-11之间, PRF2在5Hz-500Hz之间, PRF1在3kHz-10kHz之间。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法 (1), 其特征在于 F_c 为超声波换能器的中心频率, P等于5, 并且所选的频率为 $0.5 * F_c < F_1 < 0.7 * F_c$, $0.7 * F_c < F_2 < 0.9 * F_c$, $0.9 * F_c < F_3 < 1.1 * F_c$, $1.1 * F_c < F_4 < 1.3 * F_c$, $1.3 * F_c < F_5 < 1.5 * F_c$ 。

8. 一种测量人体或动物器官 (5) 中至少一个粘弹性参数的方法 (60), 该方法包括以下步骤:

ELA测量步骤, 通过振动控制瞬时弹性成像测量所述的粘弹性介质 (5) 中的粘弹性参数;

ATT测量步骤, 利用根据权利要求1-7中的任一项的方法 (1) 来测量超声衰减参数。

9. 一种用于实施根据权利要求1-7的所述方法 (1) 的装置 (2), 该装置包括:

a. 一超声波换能器 (US), 能够实时发射和接收超声信号, 并被配置为与所述的粘弹性介质 (5) 外表面接触;

b. 一控制装置 (CONTROL), 用于控制所述超声波换能器 (US) 以发射一连串的超声波束, 所述超声波束由K组超声波束组成, 所述的组在时间上分隔开; 当K大于等于1时, K组超声波束中的每组都由具有PRF2的发射重复率的 M_k 段超声波束形成, M_k 大于等于1; 所述 M_k 段中的每段包括N束超声波, N大于等于1; 当N大于1时, PRF1是N束超声波的发射重复率; N束超声波分布在P个频率上, P在1-N之间; 其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率;

c. 记录并处理反射的超声信号的装置 (COMP), 被设置用于确定粘弹性介质 (5) 中的至少一个粘弹性参数。

10. 一种实施权利要求8的所述方法 (60) 的装置 (3), 该装置包括:

一振动致动器 (ACT), 被配置用于对人体或动物器官 (5) 施加低频脉冲以产生一切变波;

一探头 (PRO), 包括至少一个超声波换能器 (US), 能够实时发射和接收超声信号, 并且被配置为与粘弹性介质 (5) 的外表面接触;

一控制装置 (CONTROL), 用于控制所述的探头 (PRO) 以发射一连串的超声波束, 所述超声波束由K组超声波束组成, 所述的组在时间上分隔开; 当K大于等于1, K组超声波束中的每组都由具有PRF2发射重复率的 M_k 段超声波束组成; 当 M_k 大于等于1, 所述 M_k 段中的每一段均包括N束超声波, N大于等于1; 当N大于1时, PRF1是N束超声波的发射重复率; N束超声波被分布在P个频率上, P在1-N之间; 其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率;

记录并处理反射的超声信号的装置 (COMP), 被设置用于确定器官 (5) 中的至少一个粘弹性参数。

人体或动物器官粘弹性参数的测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及测量生物组织粘弹性参数的技术领域。具体而言,本发明涉及一种利用不同频率的超声脉冲测量粘弹性参数的方法。

背景技术

[0002] 多种不同的非侵入性技术被研发出以用于测量人类或动物器官的粘弹性参数。

[0003] 在这些技术中,振动控制瞬时弹性成像 (VCTE) 对软组织,尤其是人体肝脏疾病的诊断尤为有效。例如,申请人已经研发并商业化了一种名为Fibroscan™的装置,作为肝纤维化诊断和监测的标杆装置。该装置示意性地描述在申请人提交的专利EP 1 169 636和EP 1 531 733中。肝纤维化是肝组织失去弹性的表现,属于肝炎和肝癌这样的疾病的次要症状。由本申请人研发且如上述专利中描述的技术被称为“振动控制瞬时弹性成像”(或VCTE)。

[0004] VCTE技术可用于追踪待查组织内部的切变波传播。切变波由机械振动产生,其传播的追踪借助超声波实现。通过追踪切变波的传播,可测量其传播速度,该切变波的传播速度与传播介质的弹性直接相关。

[0005] 脂肪肝可以利用测量超声波在肝脏中传播被吸收来诊断。(例如,参见M.Sasso等发表在《医学和生物学中的超声波》的2010年第36卷11页中的《可控衰减参数(CAP):一种新型VCTE技术基础下对于脂肪肝评估的超声波衰减测量:一群多种原因导致的慢性肝炎患者中的初步研究和确认》,以及M.Sasso等发表在《医学和生物学中的超声波》的2015年第42卷1页中的《利用Fibroscan的XL号探头测量可控衰减参数(CAP)诊断脂肪肝:对于评价诊断准确性的初步研究》)

[0006] 因此,测量肝脂量,并且如果可能的话将测量结果与评估肝脏的弹性相结合是非常重要的。优选地,用非侵入性方法在一次会诊中进行这些诊断成为可能。

[0007] 有利地,衰减的测量和肝脏的另一个粘弹性特性的测量相匹配。这种技术被描述在申请人提交的专利申请EP2477551中。

[0008] 但是,由于超声脉冲在皮下组织(尤其是脂肪组织中)和待测组织本身的高衰减,现有的测量技术中的信噪比可以是非常低的,尤其是在肥胖的病人中(这类人的肝脏通常是脂肪化的)。

发明内容

[0009] 本发明旨在提供一种测量人体或动物器官或粘弹性组织中的至少一种特性的方法,以便以更高的信噪比在大部分病人,包括肥胖病人身上快速、可靠、可重复地且测量。

[0010] 为此,本发明特别提供一种测量人体或动物器官中的至少一种粘弹性参数的方法,所述方法包括以下步骤:

[0011] 由超声波换能器发射一连串超声波束,所述超声波束传播穿过待查的器官;

[0012] 由超声波换能器接收并记录反射的超声信号;

[0013] 基于记录的超声信号确定器官中的至少一个粘弹性参数;

[0014] 在根据本发明的该方法中：

[0015] 所述超声波束包括重复的K组波束，所述的各组在时间上分隔开，K大于等于1；

[0016] K组超声波束中的每组由具有PRF2的发射重复率 (emission repetition rate) 的M_k段 (block) 超声波束形成，M_k大于等于1；

[0017] 所述M_k段中的各段均包括N束超声波，N大于等于1，当N大于1时，PRF1是N束超声波的发射重复率；

[0018] 所述N束超声波分布在P个频率上，P在1-N之间，其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率。

[0019] 人体或动物器官的粘弹性参数是指例如超声信号的衰减的参数。对于人体肝脏而言，该参数与脂肪变性程度相关，即组织内的脂肪量。

[0020] 人体或动物器官是指生物组织，例如：肝脏。下文中，这种生物组织称为人体或动物器官或组织，或粘弹性介质。

[0021] 超声波换能器是指放置在待查的组织附近的装置，能够发射穿过组织的超声波，并能检测反射的超声信号。该换能器也可包括排列构成阵列的一连串的多个的元件。

[0022] 更有利的是，对于人体肝脏，本发明有助于更好的评估脂肪变性，同时改善测量的质量、可重复性以及减少检查时间。

[0023] 根据一个实施例，可记录对应发射的每一超声波束反射的超声信号。

[0024] 根据本发明的方法，发射一连串的分成K组的超声波束，所述K组在时间上是分隔开的。所述K组的超声波束中的每组均包括以PRF2的发射重复率 (或简单重复率) 重复的M_k段超声波束。PRF2发射重复率是指M段的超声波束的重复率；即1Hz的PRF2发射重复率是指每秒发射1段的超声波束，而60Hz的PRF2发射重复率是指每秒发射60段的超声波束，也就是说每1/60秒1段。

[0025] 所述M_k段的每段均包括N束超声波。各段中的N束超声波均以一定的重复率或发射重复率发射，即PRF1。

[0026] 当超声脉冲在待查的组织内部传播时，其强度随传播距离z变化，可由下列公式计算得出：

$$[0027] \quad I(z) = I_0 e^{-\alpha(f)z}$$

[0028] 其中，I(z) 是脉冲强度对传播距离z的函数，I₀是发射的强度，α(f) 是组织的吸收系数，以dB m⁻¹表示。吸收系数取决于多项因数，主要包括超声信号的频率f和组织特性。特别地，对于肝脏，α(f) 取决于组织内的脂类含量，因此可用于脂肪变性的测量。

[0029] N束超声波分布在P个频率上。当P>1时，P个频率是不同的。因此可用于实施该方法的超声波换能器可发射具有不同中心频率的脉冲。任一超声波换能器可发射的频率的全部范围被称为换能器的带宽 (bandwidth)。因此，本发明可测量反射的不同频率的超声信号，并因此测量不同f值对应的α(f)。

[0030] 本发明的一个优势在于：由于具有不同频率的若干脉冲被发射穿过组织，因此测量的信号被增强。如此，可实现高信噪比的测量。此外，信噪比可在不增加各个脉冲强度的情况下被提高。发射总功率被分配到分布至一个大范围的频率内的多个脉冲之间。可用频率范围对应该超声波换能器的带宽。

[0031] 对于人体肝脏，脂肪变性测量的标准频率为3.5MHz (中心频率)。在此中心频率左

右的若干MHz范围内,系数 $\alpha(f)$ 几乎随频率 f 呈线性变化。

[0032] 通过本发明,可利用中心频率约为3.5MHz的若干个 f 值对应的更高信噪比和简单的线性回归来测量 $\alpha(f)$,从而获得更精确的参考值 $\alpha(f=3.5\text{MHz})$ 。

[0033] 除上述主要特征外,根据本发明测量生物组织中的至少一个特性的方法可呈现出下述一种或若干种其他特征,这些特征均分开考虑或根据所有可能的技术组合考虑:

[0034] -测量的粘弹性参数是一个超声衰减参数。

[0035] -该PRF2发射重复率大于等于1Hz,并且该PRF1发射重复率大于等于1kHz。

[0036] -选择所述P个不同频率和N束超声波的频宽以大体上地覆盖该超声波换能器的带宽。

[0037] -所述P等于N。

[0038] -M在10-10000之间,P在2-11之间,N在2-11之间,PRF2在5Hz-500Hz之间,PRF1在1kHz-10kHz之间。

[0039] - F_c 为超声波换能器的中心频率,P等于5,并且所选的频率为 $0.5*F_c < F_1 < 0.7*F_c$, $0.7*F_c < F_2 < 0.9*F_c$, $0.9*F_c < F_3 < 1.1*F_c$, $1.1*F_c < F_4 < 1.3*F_c$, $1.3*F_c < F_5 < 1.5*F_c$ 。

[0040] 本发明还涉及一种实施该方法的装置,该装置包括:

[0041] a.一超声波换能器,能够实时发射和接收超声信号,并被配置为与所述的粘弹性介质的外表面接触;

[0042] b.一控制装置,用于控制所述超声波换能器以发射一连串的超声波束,所述超声波束由K组超声波束组成,所述的组在时间上分隔开;当K大于等于1时,K组超声波束中的每组都由具有PRF2的发射重复率的 M_k 段超声波束形成;当 M_k 大于等于1;所述 M_k 段中的每段包括N束超声波,N大于等于1;当N大于1时,PRF1是N束超声波的发射重复率;N束超声波分布在P个频率上,P在1-N之间;其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率;

[0043] c.记录并处理反射的超声信号的装置,被设置用于确定器官中的至少一个粘弹性参数。

[0044] 本发明还涉及一种测量人体或动物器官中至少一个粘弹性参数的方法,该方法包括以下步骤:

[0045] 通过振动控制瞬时弹性成像(VCTE)测量人体或动物器官中的粘弹性参数;

[0046] 利用根据如上所述的本发明的方法,测量超声衰减参数。

[0047] 本发明还涉及一种实施上述方法的装置,该装置包括:

[0048] 一振动致动器,被配置用于对人体或动物器官施加低频脉冲以产生一切变波;

[0049] 一探头,包括至少一个超声波换能器,能够实时发射和接收超声信号,并且被配置为与粘弹性介质的外表面接触;

[0050] 一控制装置,用于控制所述的探头以发射一连串的超声波束,所述超声波束由K组超声波束组成,所述的组在时间上分隔开;当K大于等于1时,K组超声波束中的每组都由具有PRF2发射重复率的 M_k 段超声波束组成;当 M_k 大于等于1时,所述 M_k 段中的每一段包括N束超声波,N大于等于1;当N大于1时,PRF1是N束超声波的发射重复率;N束超声波被分布在P个频率上,P在1-N之间;其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率;

[0051] 记录并处理反射的超声信号的装置,被设置用于确定器官中的至少一个粘弹性参

数。

附图说明

[0052] 本发明的其他特征和优点可从下文中提供的仅供参考且并未穷举的描述并参照附图清楚地总结出,其中包括:

[0053] 图1示出了根据本发明的第一种方法的各步骤;

[0054] 图2描述了产生的一连串超声波束,例如: $K=3$ 组,这三组中 $K=1$ 、 $K=2$ 和 $K=3$ 分别由 $M_{K=1}$ 、 $M_{K=2}$ 和 $M_{K=3}$ 段的超声波束构成;

[0055] 图3示出了图2中的 K 组超声波束中的一组的结构;作为示例,该组由 $M_K=5$ 段的超声波束构成,所述各段以PRF2的发射重复率被发射, M_K 段中的各段均由 N 束超声波形成,所述 N 束超声波以PRF1的发射重复率被发射;

[0056] 图4示出了根据本发明的第二种方法的各步骤;

[0057] 图5示意性地描述了用于实施图1中的方法的装置;

[0058] 图6示意性地描述了用于实施图4中的方法的装置;

[0059] 图7给出了图6中的装置的探头示例。

具体实施方式

[0060] 图1描述了根据本发明的第一种方法的各步骤。方法1在此包括三个步骤:

[0061] -EM-US发射步骤,由一超声波换能器US发射一连串的传播穿过待查的器官的超声波束;

[0062] -REC记录步骤,由该相同的超声波换能器US记录反射的超声信号;

[0063] -DET确定步骤,基于记录的信号确定器官中的至少一种粘弹性参数。

[0064] 有利的是,本实施例可测量一种参数,例如:超声信号的衰减。在人体肝脏中,该参数尤其重要,因为它与脂肪肝的存在相关。

[0065] 图2和图3中示出了所述超声波束的结构和特征。

[0066] 图2示出的所述的超声波束包括 K 组超声波束。例如,如图2所示,其中有 $K=3$ 组超声波束。

[0067] K 组中的每组超声波束都包含不同段数的超声波束。字母 M_K 代表构成 K 组的超声波束的段数。图2中示出的三组超声波束分别由 $M_{K=1}$ 、 $M_{K=2}$ 和 $M_{K=3}$ 段超声波束形成。

[0068] 图2中还示出在时间上分隔的 K 组超声波束,并且由于一组结束与下一组开始之间的时间间隔是不固定的,因此可采用不同的速率发射。

[0069] 本实施例的优点在于可提供不同的超声波束序列。

[0070] K 组超声波束中的每组是由具有一PRF2发射重复率的 M_K 段超声波束形成,其中 M_K 大于等于1。

[0071] 作为示例,图3示出了由 $M_K=5$ 段超声波束形成的 K 组中的一组的结构。

[0072] 从图3可看出,一段与其下一段之间的时间间隔等于 $1/\text{PRF2}$ 。因此,PRF2为所述各段被发射的速率。

[0073] 所述 M_K 段的各段均包含 N 束超声波, N 大于等于1。当选择 N 大于1时,PRF1是 N 束超声波的发射重复率。从图3可看出, $N=3$ 个超声波束以等于 $1/\text{PRF1}$ 的固定发射重复率被发射。

此外,构成 M_k 段中的一个段的 N 束超声波分布在 P 个频率上, P 在 $1-N$ 之间。如图3所示, $N=3$ 个超声波束分布在 $P=3$ 个不同的频率上。

[0074] 图3描述了两个不同段中的至少两个超声波束具有不同的频率。例如,第一段的首束和第二段的第二束具有不同的频率。

[0075] 本实施例的优点在于发射的超声脉冲分布在不同频率上。这样使 P 个读数作为超声衰减参数 $\alpha(f)$ 的值,即每 P 个频率分别对应其中一个值,因此,还可使超声衰减测量更精确且可重复。函数 $\alpha(f)$ 是作为超声波的频率 f 的函数的组织吸收系数,以 dB m^{-1} 表示。对于人体肝脏,本实施例的优点在于可更精确且可重复地评估脂肪变性。

[0076] 根据本发明的一个实施例,该PRF2发射重复率大于等于 1Hz ,并且该PRF1的发射重复率大于等于 1kHz 。

[0077] 这个实施例的一个优势是该PRF1发射重复率高以至于组织可以在目标由于病人呼吸而移动之前被超声波束脉动。另外,高发射重复率的PRF2也会产生一个具有良好信噪比的读数同时减少探测时间,也有利于在医疗环境中应用。

[0078] 根据本发明的一个实施例,所述 P 个频率不同,并且该 N 束超声波的频宽被设定用于大体地覆盖该超声波换能器US的带宽。

[0079] 该实施例的一个优势在于在足够大的频段上分布脉冲来覆盖换能器的全部带宽,从而在最优化信噪比的同时减少探测时间。

[0080] 根据发明的具体实施方式, P 等于1。在此种情况下,在同一段中的该 N 束超声波具有相同的频率,但是在不同段的超声波束具有不同的频率。

[0081] 该实施例的一个优势是可将具有相同频率的超声波束组合在同一段中。

[0082] 根据该发明的另一个实施例, P 等于 N 。

[0083] 在这个实施例中,形成一段的 N 个脉冲中的每个脉冲具有不同的中心频率,这在利用所有换能器的带宽并最优化信噪比时具有优势。

[0084] 根据本发明的一个实施例, M 在 $10-10000$ 之间, P 在 $2-5$ 之间, N 在 $2-5$ 之间,PRF2在 $5\text{Hz}-500\text{Hz}$ 之间,PRF1在 $3\text{kHz}-10\text{kHz}$ 之间。

[0085] 根据一个实施例, F_c 是超声波换能器的中心频率, P 等于5并且所选频率为 $0.5*F_c < F_1 < 0.7*F_c, 0.7*F_c < F_2 < 0.9*F_c, 0.9*F_c < F_3 < 1.1*F_c, 1.1*F_c < F_4 < 1.3*F_c, 1.3*F_c < F_5 < 1.5*F_c$ 。

[0086] 该实施例的一个优势是超声脉冲的中心频率的设定范围被选定以用于覆盖换能器的带宽。这优化了对应一个指定的换能器的带宽的信噪比。

[0087] 例如:如果 $F_c=3.5\text{MHz}$,根据该实施例,设定范围有利地覆盖了Fibroscan™的M探头的换能器带宽。

[0088] 图4示出了根据本发明60的用于测量人体或者动物器官(参见下文描述的图6中的标号5)中至少一个粘弹性参数的第二种方法中的各步骤,上述方法包括以下步骤:

[0089] • ELA测量步骤,利用VCTE测量肝脏中的粘弹性参数;

[0090] • ATT测量步骤,通过图1的方法1测量超声波衰减参数。

[0091] 利用由Fibroscan™实施的VCTE技术,专利EP 1169636和EP 1531733所述的对生物组织的弹性的进行非侵入性测量成为可能。

[0092] 该ELA步骤涉及机械地产生的在待查的组织中传播的切变波。然后通过发射至组

织中的超声脉冲来追踪切变波的传播。由于超声波的反射,由切变波的通过而在组织中产生的位移可被测量。通过发射超声波序列,由局部弹性决定的切变波传播速度可被测量。

[0093] 该ATT步骤涉及实施本申请中描述并在图1中解释的方法1。

[0094] 根据该实施例的该方法60是特别有优势的,因为它使得两个粘弹性参数的测量成为可能,也就是说弹性和超声衰减仅通过一个方法60测量。

[0095] 该方法60在测量人体肝脏的情况下的另一个优势在于,可将超声波衰减估计与组织弹性的测量结合在一起被系统性地使用;当被用于监测纤维化和脂肪化的时候该方法会非常有用。

[0096] 为了实施根据本发明图1的方法1,图5示意性地解释了装置2的示例。该装置包含:

[0097] • 一超声波换能器US,被设计用于实时发射和接受超声信号,并配置为与粘弹介质5的外表面接触;

[0098] • 一控制装置CONTROL,用于控制所述超声波换能器US以发射一连串超声波束,所述一连串超声波束由K组超声波束组成,所述的组在时间上分隔;当K大于等于1,K组超声波束中的每组都由具有PRF2的发射重复率的 M_k 段超声波束组成, M_k 大于等于1;所述 M_k 段中的每段都由N束超声波组成,N大于等于1;当选择N大于1时,PRF1是N束超声波的发射重复率;N束超声波分布在P个不同的频率上,P的取值在1和N之间;

[0099] • 记录并处理反射的超声信号的装置COMP,被设置用于确定在器官5中的至少一个粘弹性参数。

[0100] 该换能器US用于发射传播穿过肝脏的超声脉冲。该换能器被设置用于发射具有不同中心频率的多个超声脉冲,并被置于组织5附近。该换能器US也用作一用于反射的超声信号的传感器。

[0101] 该控制装置CONTROL驱动该换能器US发射不同频率的超声波脉冲序列。序列参数,也就是PRF1、PRF2、 M_k 、N、P和所述脉冲的中心频率,由操作者设定并由该控制装置CONTROL输入。

[0102] 记录并处理反射的超声信号的装置COMP,使得基于记录数据计算衰减参数成为可能。例如,超声衰减系数或 $\alpha(f)$ 参数,可以利用可控衰减参数(CAP)计算。

[0103] 例如,该CONTROL装置和COMP装置可内置于计算机或者任何可编程设备中,使其可对超声脉冲序列参数、该装置2的致动和控制,以及数据记录和处理进行编程。

[0104] 更有利的是,该装置将会允许超声脉冲以不同频率发射,并根据方法1测量它们的衰减。因此该装置2可测量对应不同脉冲中心频率值 f 的 $\alpha(f)$ 。在测量人体肝脏的情况下,该装置允许可靠地精确评估肝脏的脂肪变性,即,组织中的油脂含量。

[0105] 为实施图4描述的该方法60,图6示意性地解释了装置3的一个示例。该装置3包括:

[0106] • 一振动致动器ACT,被配置用于在人体或动物器官5上施加低频脉冲以产生一切变波;

[0107] • 一探头PRO,包括至少一个超声波换能器10,被设置用于实时发射和接收超声信号,并且被配置用于与粘弹性介质5的外表面接触;

[0108] • 一控制装置CONTROL,用于控制所述的探头PRO以驱动发射一连串的超声波束,所述超声波束由K组超声波束组成,所述的组在时间上分隔开,K大于等于1;K组超声波束中的每组都由具有PRF2发射重复率的 M_k 段超声波束组成, M_k 大于等于1;所述 M_k 段中的每一段

都由N束超声波组成,N大于等于1;当选择N大于1时,PRF1是N束超声波的发射重复率;N束超声波被分布在P个不同的频率上,P在1-N之间;

[0109] • 记录并处理反射的超声信号的装置COMP,被设置用于确定器官5中的至少一个粘弹性参数。

[0110] 该装置3可实施根据该发明的方法60,并且因此可实现测量组织的两个粘弹性参数,例如,第一个粘弹性参数可以描述穿过组织的切变波的传播和第二个描述超声信号的衰减。

[0111] 振动致动器ACT是一个能产生可穿过组织的切变波的机械系统。这个切变波通过与组织5接触的换能器US的脉动位移产生。

[0112] 该换能器US发射穿过组织5的超声波。这些超声波可以单一频率来追踪切变波的传播。可选地,以不同频率的脉冲用于测量超声衰减参数。

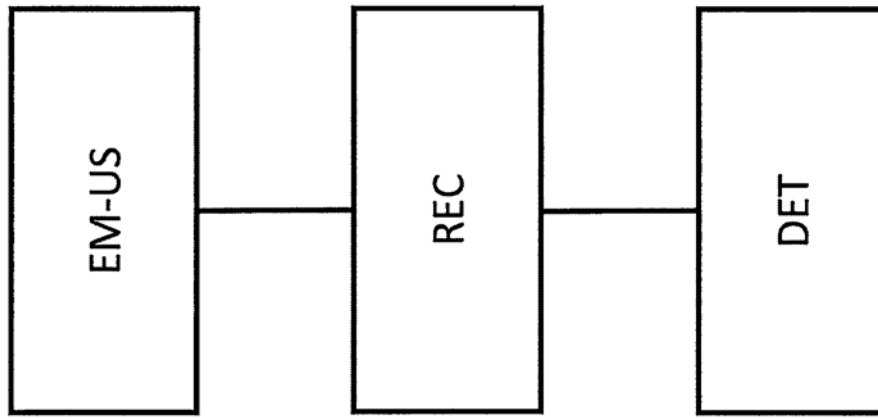
[0113] 根据用于实施本发明的方法60,在ELA步骤中,可由VCTE确定第一个粘弹性参数。该步骤须借助装置3完成。该振动致动器ACT通过换能器US的脉动位移来产生切变波,所述切变波传播穿过待查的组织。换能器US产生的单频超声波用于追踪切变波的传播。使用该方法,可推断出一些参数,例如:切变波的传播速度。例如:对于人体肝脏,使用该方法可测量器官的弹性,因此可获得关于纤维化的信息。

[0114] 该装置3还可执行根据发明的方法60中的ATT步骤。在该步骤期间,方法1被实施,即,以不同频率发射超声脉冲序列,并测量反射信号以确定不同频率下的衰减参数。在方法60的ATT步骤中,只有换能器US是被激励。

[0115] 更有利的是,该装置3可实施方法60,并融合VCTE测量和超声衰减测量。如方法60所描述,使用同一装置连续执行这些测量,有助于缩短检查时间,同时降低对病人生命的影响。

[0116] 此外,对于人体肝脏,同时进行脂肪变性和纤维化的评估有助于进行完整的诊断。

[0117] 图7示出了该装置3的探头PRO的一个示例,其中该振动致动器ACT和换能器US是组合于同一单元。此外,该振动致动器ACT和换能器US共享一对称轴线15,这确保了切变波的传播方向与超声波的传播方向相互平行。这一平行传播对于精确测量切变波的传播速度值是重要的。



1

An arrow originates from the number "1" and points diagonally upwards and to the right, terminating at the left side of the "EM-US" block in the diagram above.

图1

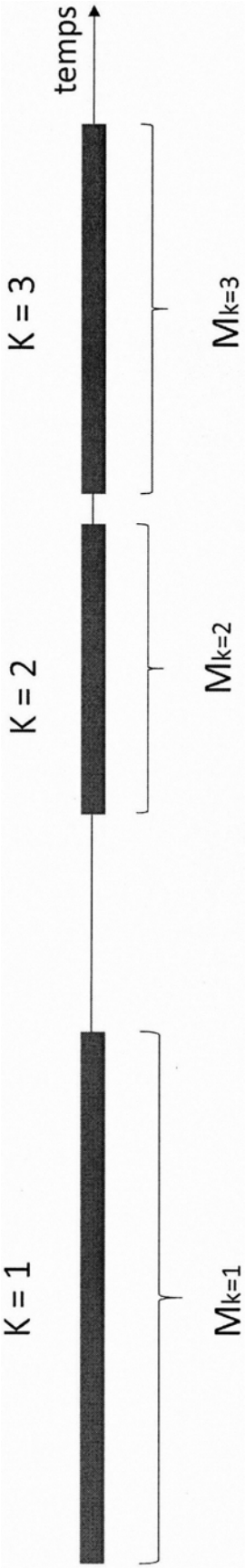


图2

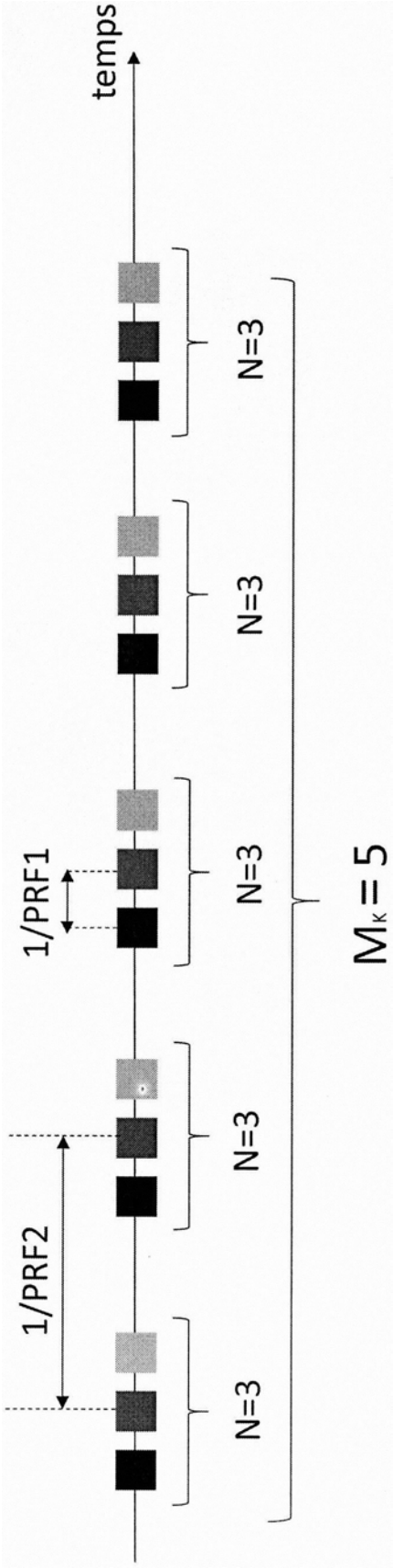


图3

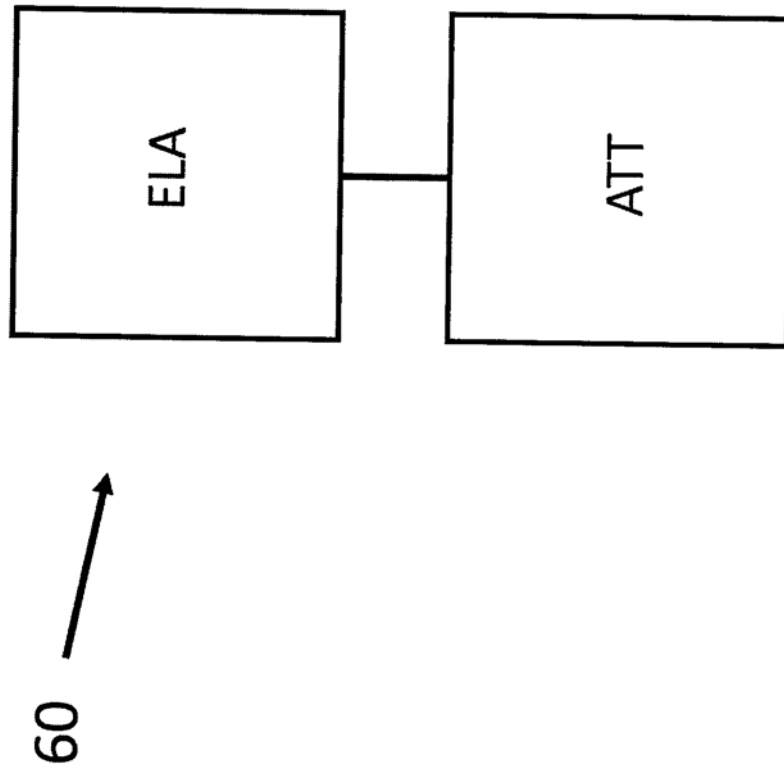


图4

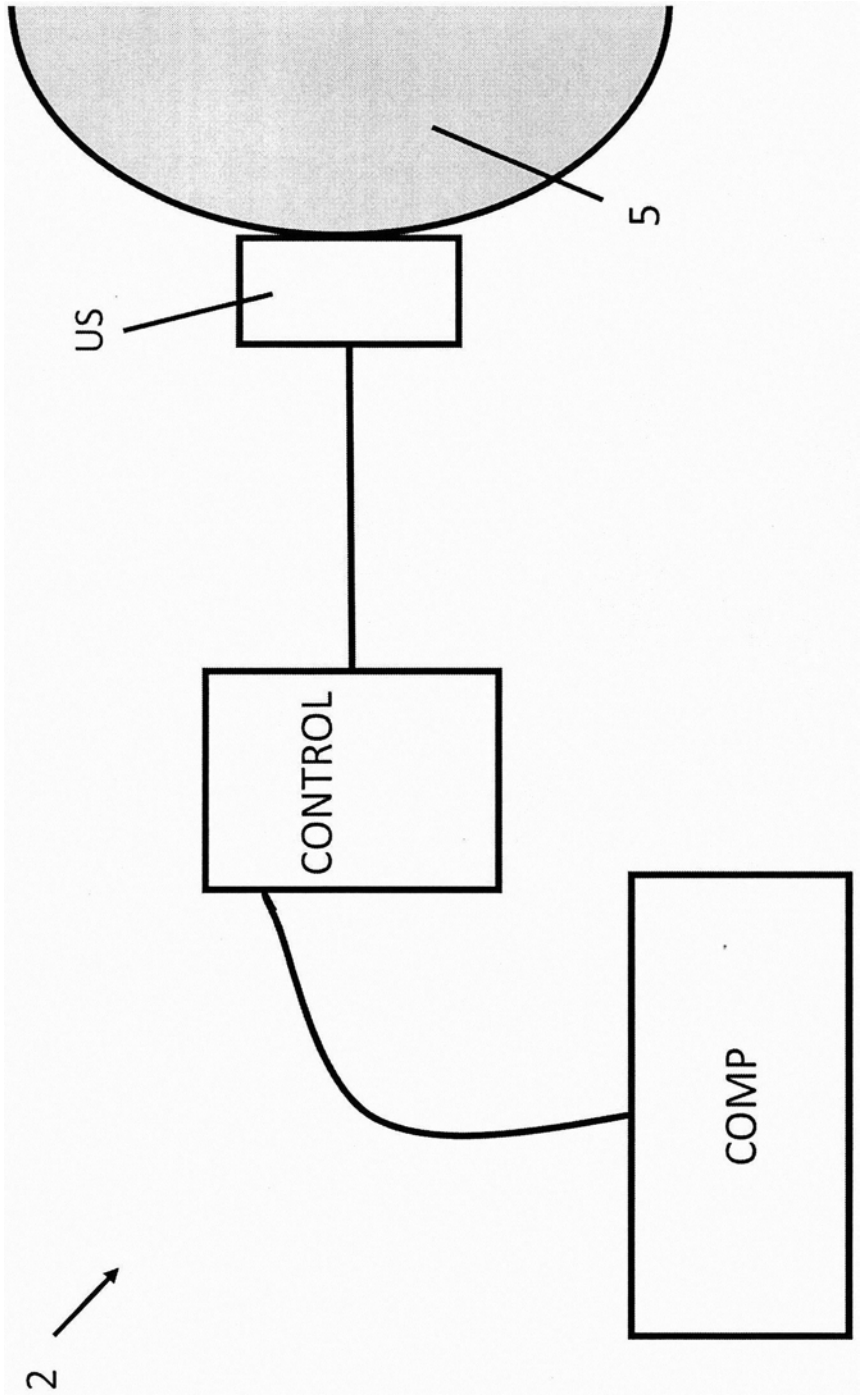


图5

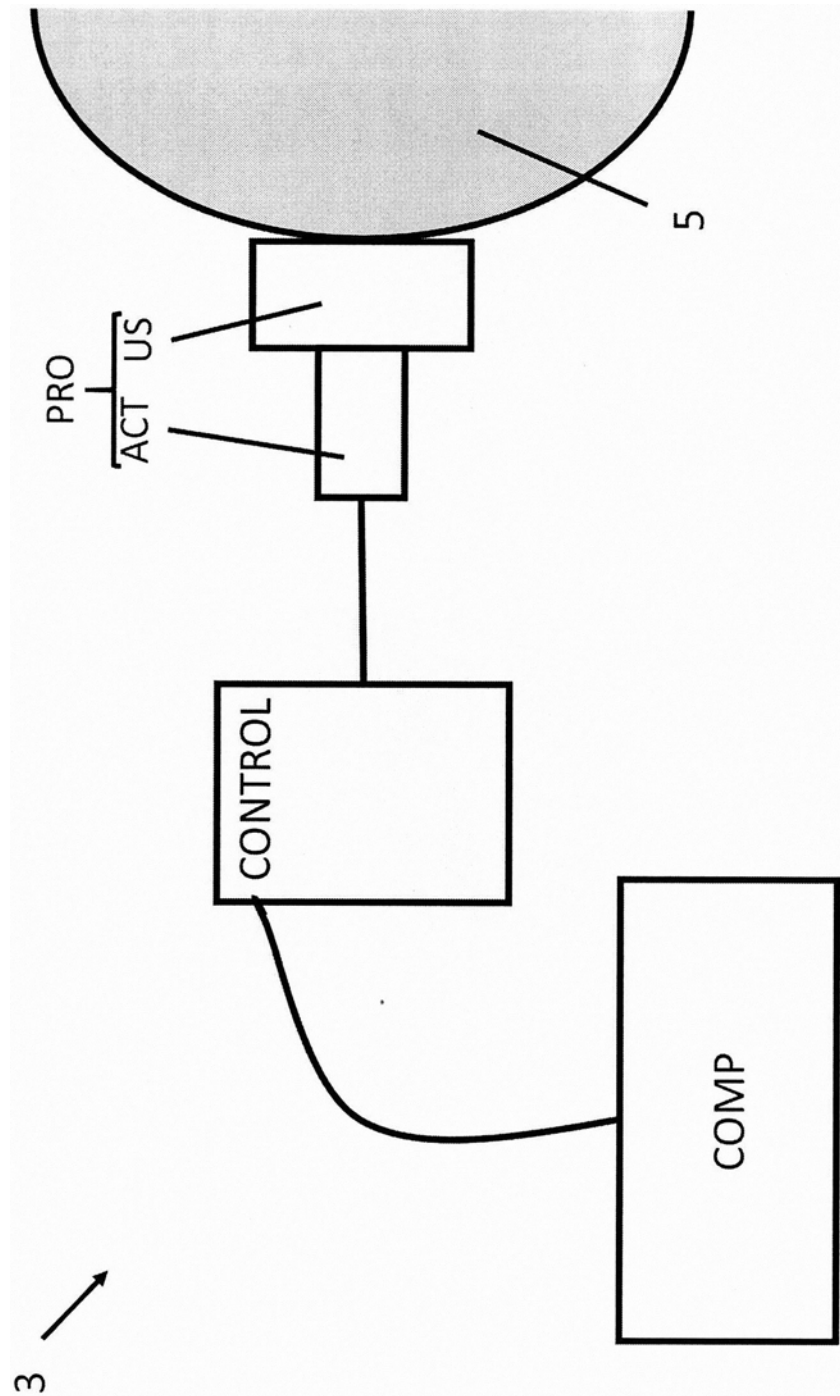


图6

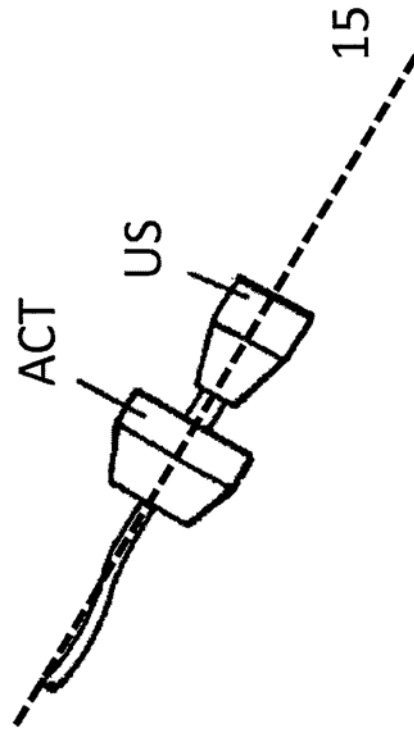


图7

专利名称(译)	人体或动物器官粘弹性参数的测量方法		
公开(公告)号	CN107647881A	公开(公告)日	2018-02-02
申请号	CN2017110645796.X	申请日	2017-07-25
[标]发明人	斯蒂芬·奥迪尔 洛朗·桑德兰		
发明人	斯蒂芬·奥迪尔 洛朗·桑德兰		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	王玉双		
优先权	2016057126 2016-07-25 FR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明旨在提供一种测量人体或动物器官中至少一个粘弹性参数的方法，该方法包括以下步骤：由超声波换能器发射一连串的超声波束，所述超声波束传播穿过待查的器官；由超声波换能器接收反射的超声波信号并记录；基于记录的超声信号确定器官中的至少一个粘弹性参数；所述超声波束包括K组波束，所述的各组在时间上分隔开，K大于等于1；K组超声波束中的每组由具有PRF2的发射重复率的MK段超声波束形成，MK大于等于1；所述MK段中的各段均包括N束超声波，N大于等于1，当N大于1时，PRF1是N束超声波的发射重复率；所述N束超声波分布在P个频率上，P在1-N之间，其中属于两个不同的段中的至少两束超声波具有不同的频率。

