



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102724917 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 10

(21) 申请号 201080045140. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 05. 05

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/021 (2006. 01)

12/533, 546 2009. 07. 31 US

G01N 29/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 5/00 (2006. 01)

2012. 03. 30

A61B 8/08 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

A61B 18/02 (2006. 01)

PCT/EP2010/056130 2010. 05. 05

A61B 18/18 (2006. 01)

(87) PCT申请的公布数据

W02011/012340 EN 2011. 02. 03

(71) 申请人 超声成像

地址 法国爱昂普罗旺斯

申请人 国家科学研究中心

法国国家健康和医学研究院

巴黎狄德罗大学 (巴黎七大)

(72) 发明人 马修·佩诺特 迈克尔·坦特

马修·库阿德 金-卢克·根尼松

马赛阿斯·芬克

(74) 专利代理机构 上海天协和诚知识产权代理

事务所 31216

代理人 童锡君

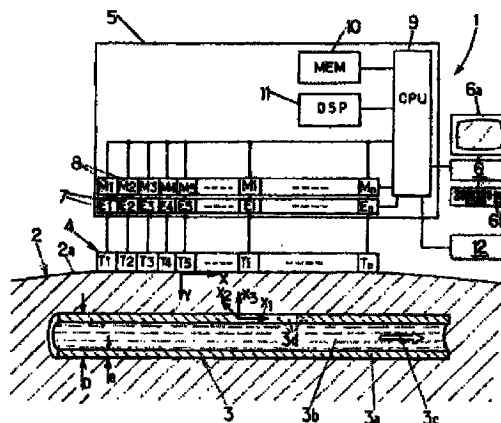
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 2 页

(54) 发明名称

通过传播剪切波来测量哺乳动物软组织物理参数的方法和装置

(57) 摘要

用于测量哺乳动物软组织的物理参数的方法, 其中, 机械剪切波通过软组织传播并且传播的观测可以确定剪切波传播参数的数值。基于这些参数所计算的物理参数是在软组织的温度下承受血压的软组织 (血管) 弹性的非线性参数。



1. 一种用于测量哺乳动物软组织中的物理参数的方法,所述方法包括:
  - 测量至少一种剪切波的传播参数,其中使用超声波换能器阵在至少一个剪切波在所述软组织中传播的过程中测量所述软组织的剪切波传播参数;以及,
  - 物理参数确定步骤,其中至少基于所述剪切波传输参数来确定所述软组织的物理传播参数,所述物理参数为:
    - 所述软组织弹性的非线性参数,所述软组织承受血压并且确定所述物理参数,其基于:
      - 所述剪切波传输参数的多个测量,在对应由哺乳动物心动周期引入软组织中的不同压力数值的不同时间瞬间来测量,以及,
      - 对应在所述软组织中的压力数值;
      - 或软组织的温度,所述温度根据所述剪切波传播参数与所述温度相关联的预定定律来确定。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述剪切波传播参数在各个剪切波传播参数的测量中确定,且所述剪切波传播参数选自剪切波速度、剪切波模数  $\mu$ 、杨氏模数  $E$ 、剪切弹性  $\mu_1$  和剪切波粘性  $\mu_2$ 。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述剪切波传播参数测量包括下述步骤:
  - a) 激励步骤,其中在软组织中产生弹性剪切波;
  - b) 观测步骤,其中观测在软组织的观测区域中的剪切波的传播,所述观测步骤包括下述子步骤:
    - b1) 使换能器阵列向所述软组织发射连续的超声压缩波,所述超声波的时间适合于使得至少所述一些超声波渗入所述观测区域,同时剪切波在所述观测区域中传播;以及
    - b2) 使所述换能器阵列实时检测从所述观测区域所接收到的超声波信号,所述超声波信号包括由所述超声压缩波与软组织中的散射粒子相互作用产生的回波;以及,
    - c) 至少一个包括至少一个子步骤 c2) 的处理步骤,其中:
      - c2) 确定在观测区域中的至少一个位移参数,所述位移参数具有所述散射粒子位移的特征,并且所述剪切波传播参数的数值根据所述位移参数来确定。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述处理步骤 c) 还进一步包括在确定所述位移参数的子步骤 c2) 之前的另一子步骤 c1), 其中:
  - c1) 处理在子步骤 b2) 中从所述观测区域中连续接收到的超声波信号,以便确定所述剪切波的连续传播图像。
5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,在子步骤 c2) 中,通过属于所述换能器阵列的一个对应换能器,来确定在观测区域的至少一个预定测量区域中的所述位移参数。
6. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,在所述子步骤 b1) 中,所述超声波压缩波以至少每秒 300 次的速率来发射。
7. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其特征在于,所述物理参数为所述软组织弹性的非线性参数,所述方法包括:
  - 至少两个剪切波传播参数测量,在分别对应于心动周期引入软组织的两个不同压力数值的不同时间瞬间进行测量;以及,
  - 所述物理参数确定步骤,其中确定所述软组织弹性非线性参数,至少基于:

- 在所述剪切波传播参数测量过程中所确定的剪切波传播参数的各个数值 ;以及,
- 在所述软组织中的压力数值,分别在各个剪切波传播参数测量的剪切波传播过程中。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,所述软组织包括血管,所述剪切波的传播参数在所述血管中测量以及所述压力是在所述血管中的血压。

9. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,在非线性确定步骤 d) 中所确定的弹性非线性参数是三阶剪切弹性模数 A。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其特征在于,在各个剪切波传播参数测量中所确定的所述剪切波传播参数是剪切模数  $\mu$ , 并且三阶剪切弹性模数 A 通过求解分别对应于多个剪切波传播测量的一系列等式来确定:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

其中 :t 为对应于执行剪切波传播参数测量的时间瞬时 ; $\mu(t)$  为时间瞬时 t 的剪切模数的数值 ; $\mu_0$  为不具有约束的剪切模数的数值 ; $\sigma(t)$  为时间瞬时 t 并行于剪切波极化方向的软组织的机械应力,它根据在剪切波传播参数测量位置上和时间瞬间 t 在软组织中的压力来确定。

11. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,所述压力由压力传感器自动测量,同时进行剪切波传播参数的测量。

12. 根据权利要求 8 所述的方法,其特征在于,在距离观测区域的一定距离上测量血压,并且然后考虑所述距离和压力波传播的快捷性进行剪切波传播参数的分阶段测量。

13. 根据权利要求 8 所述的方法,其特征在于,所述血压测量至少以心动周期的两个不同特征阶段来测量,所述剪切波传播参数测量至少以对应于心动周期的两个特征阶段的两个时间瞬间来执行。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述心动周期的两个特征阶段是最大血压的时间瞬间和最小血压的时间瞬间。

15. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,在所述非线性确定步骤中,确定在观测区域中的多个点上的弹性的非线性参数以及确定在观测区域中的所述弹性非线性参数图。

16. 根据权利要求 1-6 中任一项所述的方法,其特征在于,所述物理参数是软组织的温度,所述温度根据将所述剪切波传播参数与所述温度相关联的预定定律来确定。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其特征在于,所述温度以在两个不同时间的第一和第二温度之间的差值来确定。

18. 根据权利要求 16 所述的方法,其特征在于,确定在观测区域多个点上的所述温度,并且确定在观测区域中的所述温度图。

19. 一种用于测量哺乳动物软组织的物理参数的装置,包括由至少一个电子控制系统独立控制的换能器阵列,适用于:

- 执行至少一个剪切波传播参数的测量,其中剪切波传播参数通过在所述软组织中至少一个剪切波传播过程中使用所述超声波换能器阵列来测量 ;以及,

- 基于至少一个所述剪切波传播参数来确定所述软组织的物理参数,所述物理参数为:

- 软组织弹性的非线性参数,所述软组织承受血压并且确定所述物理参数,其基于:

- 所述剪切波传播参数的多种测量,在对应于哺乳动物的心动周期引入软组织中的不同压力数值的不同时间瞬间来测量;以及,

- 所述软组织中的对应压力数值;

- 或软组织的温度,所述温度根据所述剪切波传播参数与所述温度相关联的预定定律来确定。

20. 根据权利要求 19 所述的装置,其特征在于,所述电子控制系统适用于:

a) 在软组织中产生弹性剪切波;

b) 观测在软组织观测区域中的剪切波的传播,通过;

b1) 使得换能器阵列向介质中发射连续的超声压缩波,所述超声波的时间适用于使得至少一些超声波渗入观测区域,同时剪切波在所述观测区域中传播;以及,

b2) 由所述换能器阵列实时从所述待检测观测区域中接收超声信号,所述超声信号包括由非聚焦超声压缩波与介质中的散射粒子相互作用所产生的回波;

c) 处理从观测区域中连续接收到的超声信号,以便确定在观测区域中的至少一个位移参数,并且确定所述剪切波传播参数的数值,所述位移参数具有所述散射粒子位移的特征。

21. 根据权利要求 20 所述的装置,其特征在于,所述控制系统适用于确定剪切波的连续传播图像,并且确定所述位移参数。

22. 根据权利要求 20 所述的装置,其特征在于,所述控制系统适用于确定在所述观测区域中的至少一个预定测量区域中的所述位移参数,其基于从属于换能器阵列的一个对应换能器所提供的的数据。

23. 根据权利要求 19 所述的装置,其特征在于,所述控制系统适用于以至少每秒 300 次的速率来发射所述超声压缩波。

24. 根据权利要求 19 所述的装置,其特征在于,所述在各个剪切波传播参数测量中所确定的剪切波传播参数选自剪切波速度、剪切波模数  $\mu$ 、杨氏模数 E、剪切弹性  $\mu_1$ 、剪切粘性  $\mu_2$ 。

25. 根据权利要求 19-24 中任一项所述的装置,其特征在于,所述物理参数是软组织弹性的非线性参数,所述控制系统适用于:

- 以不同时间瞬间来执行至少两个剪切波传播参数的测量;以及,

- 确定软组织弹性的非线性参数,至少基于:

- 在所述剪切波传播参数测量过程中所确定的各个剪切波传播参数的数值;以及,

- 分别在剪切波传播测量过程中所述软组织的压力数值。

26. 根据权利要求 25 所述的装置,其特征在于,由所述控制系统所确定的所述剪切波传播参数选自剪切波速度、剪切波模数  $\mu$ 、杨氏模数 E、剪切弹性  $\mu_1$ 。

27. 根据权利要求 26 所述的装置,其特征在于,所述控制系统所确定的弹性非线性参数是三阶剪切波模数 A。

28. 根据权利要求 25 所述的装置,其特征在于,所述控制系统所确定的剪切波传播参数为剪切波模数  $\mu$ ,并且控制系统适用于通过求解分别对应于多个剪切波传播测量的一系列等式来确定三阶剪切波弹性模数 A:

$$A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

其中： $t$  为执行对应剪切波传播参数测量时的时间瞬间； $\mu(t)$  为时间瞬间  $t$  的剪切波模数的数值； $\mu_0$  为不具有限制的所述剪切波数值； $\sigma(t)$  为在时间瞬间  $t$  在平行于剪切波极化方向上的软组织的机械应力，其基于在剪切波测量位置上和在时间瞬间  $t$  的软组织中的压力。

29. 根据权利要求 25 所述的装置，其特征在于，所述控制系统适用于通过压力传感器自动测量在软组织中的压力，同时测量剪切波的传播参数。

30. 根据权利要求 25 所述的装置，其特征在于，所述软组织包括血管，所述剪切波传播参数在所述血管中测量，并且所述压力是所述血管中的血压，并且其中控制系统适用于通过考虑下述方法将血压测量分阶段测量剪切波传播参数：

- 在血压测量位置和观测区域之间的距离并对该距离分阶段，以及，
- 压力波的快速传播。

31. 根据权利要求 25 所述的装置，其特征在于，所述软组织包括血管，并且所述剪切波传播参数在所述血管中测量，并且所述压力是在所述血管中的血压，并且其中控制系统具有心动周期至少两个不同特征阶段的血压测量，并且适用于在对应于心动周期的所述两个特征阶段的至少两个时间瞬间来执行剪切波传播参数的测量。

32. 根据权利要求 31 所述的装置，其特征在于，所述心动周期的两个特征阶段是最大血压的瞬间和最小血压的瞬间。

33. 根据权利要求 31 所述的装置，其特征在于，所述控制系统适用于在心动周期的所述特征阶段上测量血压。

34. 根据权利要求 25 所述的装置，其特征在于，所述控制系统适用于确定在观测区域的多个点上的弹性非线性参数，并且确定在观测区域中的弹性非线性参数图。

35. 根据权利要求 19-24 中任一项所述的装置，其特征在于，所述物理参数是所述软组织的温度，并且所述电子控制系统适用于根据所述剪切波传播参数与所述温度相关联的预定定律来确定所述温度。

36. 根据权利要求 35 所述的装置，其特征在于，所述温度是在两个不同时间上的第一温度和第二温度之间的差值。

37. 根据权利要求 35 所述的装置，其特征在于，所述剪切波具有大于 50Hz 的频率。

38. 根据权利要求 35 所述的装置，其特征在于，所述温度以观测区域内的多个点来确定，并且确定观测区域中的所述温度图。

## 通过传播剪切波来测量哺乳动物软组织物理参数的方法和装置

[0001] 本发明涉及通过在哺乳动物软组织中传播剪切波来测量这些软组织的物理参数的方法和装置。

[0002] 文献 US-7 252 004 阐述了如何通过使用超声换能器阵列来产生剪切波以及对剪切波传播进行成像。通过在哺乳动物的软组织传播剪切波测量剪切波传播的参数（例如剪切参数  $\mu$ ）。

[0003] 本发明一个目的在于提供一种新的方法，用于通过在哺乳动物软组织中传播剪切波来测量在这些介质中的附加物理参数，这种方法具有使用快速和方便的优点。

[0004] 为此目的，根据本发明，提供一种测量哺乳动物软组织物理参数的方法，所述方法包括：

[0005] - 至少一个剪切波传播参数的测量，其中通过使用超声波换能器阵来测量至少在剪切波在软组织中传播过程中所述软组织的剪切波传播参数（即：剪切模数或下文中的其它参数）；以及，

[0006] - 物理参数确定步骤，其中至少基于所述剪切波传输参数，来确定所述软组织的物理参数，所述物理参数可以为：

[0007] - 所述软组织弹性的非线性参数，所述软组织承受血压并且所述物理参数基于：

[0008] - 所述剪切波传输参数的多次测量，以对应于哺乳动物心动周期所引入软组织中的不同压力数值的不同时间瞬间来进行测量；以及，

[0009] - 在所述软组织中的对应压力数值（例如，血压）；

[0010] - 或软组织的温度，所述温度根据所述剪切波传播参数与所述温度相联系预先确定的定律来确定。

[0011] 因此，本发明利用了剪切波传播的改变是介质（即，血压、压力、温度等）中的至少一个物理特性（热力学）变化的函数。这种变化可以由外部或者内部所引起的，或者是由自然生物效应所产生的。例如，软组织的内部压力变化可以由心动脉搏所自然引起的，或者内部热量源可以使用聚焦超声波来远程产生。

[0012] 在本发明的各个实施例中，有可能附加下述一个或多个步骤（其中可以单独使用或组合使用）：

[0013] - 在每个剪切波传播参数测量中所确定的所述剪切波传播参数选自剪切波速度、剪切波模数、杨氏模数、剪切弹性和剪切波粘性；

[0014] - 剪切波传播参数测量包括下述步骤：

[0015] a) 激励步骤，以便在软组织中产生弹性剪切波；

[0016] b) 观测步骤，以便观测在软组织观测区域的剪切波的传播，所述观测步骤包括下述子步骤：

[0017] b1) 使换能器阵列向软组织中发出连续的超声压缩波，所述超声波的时序适用于使得至少所述一些超声波渗透入所述观测区域，使得剪切波在所述观测区域中传播；以及，

[0018] b2) 通过所述换能器阵列实时检测从所述观测区域接收到的超声波信号，所述超

声波信号包括由所述超声波压缩波与在软组织中的散射粒子相互作用所产生的回波；以及，

[0019] c) 至少一个至少包括子步骤 c2) 处理步骤，其中：

[0020] c2) 确定在观测区域中的至少一个位移参数，所述位移参数具有所述散射粒子位移的特征，并且所述剪切波传播参数的数值是根据所述位移参数来确定的；

[0021] - 在所述处理步骤 c) 进一步包括在确定所述位移参数的子步骤 c2) 之前的另一子步骤 c1)，其中：

[0022] c1) 处理在子步骤 b2) 中从所述观测区域所连续接收的超声波信号，以确定所述剪切波的连续传播图像；

[0023] - 在子步骤 c2) 中，所述位移参数是由属于所述换能器阵列的一个对应换能器在观测区域中的至少一个预确定测量区域中确定的；

[0024] - 所述子步骤 b1) 中，所述超声波压缩波以至少每秒 300 次的速率发射。

[0025] 本发明另一个目的在于用于测量哺乳动物软组织的物理参数的装置，包括换能器阵列，所述换能器通过至少一个电子控制系统独立控制：

[0026] - 以执行至少一个剪切波传播参数的测量，其中通过使用所述超声换能器阵列测量在至少一个剪切波在软组织传播过程中的剪切波传播参数；以及，

[0027] - 至少根据所述剪切波传播参数，确定软组织的物理参数，所述物理参数为：

[0028] - 软组织的非线性弹性参数，所述软组织承受血压并且根据下述条件来确定物理参数：

[0029] - 在对应于由哺乳动物心动周期引入到软组织的不同压力数值的不同时间瞬间上的所述剪切波传播参数的多次测量；

[0030] - 对应在所述软组织中的血压数值；或者，

[0031] - 软组织温度，所述温度根据将所述剪切波传播参数与所述温度相联系预先确定的定律来确定的。

[0032] 在本发明装置的各种实施例中，有可能附加下述一个或多个设置（可以单独或组合使用）：

[0033] - 电子控制系统，用于

[0034] a) 在所述软组织中产生弹性剪切波；

[0035] b) 观测在所述软组织的观测区域中的剪切波传播，通过：

[0036] b1) 使换能器阵列向所述介质发出连续的超声压缩波，所述超声波的时间适用于至少所述一些超声波渗透入所述观测区域，同时剪切波在所述观测区域中传播；以及，

[0037] b2) 使所述换能器阵列实时接收来自被检测的观测区域的超声波信号，所述超声波信号包括由所述超声波压缩波与介质中散射粒子相互作用产生的回波；

[0038] c) 处理从观测区域中连续接收到的超声信号，确定在观测区域中的至少一个位移参数，并确定所述剪切波传播参数的数值，所述位移参数具有所述散射粒子位移的特征；

[0039] - 所述控制系统用于确定剪切波的连续传播图像，并且因此确定所述位移参数；

[0040] - 所述控制系统用于基于从属于换能器阵列的一个换能器所获得数据来确定在观测区域中的至少一个预定测量区域中的所述位移参数；

[0041] - 控制系统用于以至少每秒 300 次的速率来发射所述超声压缩波；

[0042] - 在每个所述剪切波传播参数测量中所确定的所述剪切波传播参数选自剪切波速度、剪切波模数  $\mu$ 、弹性模数 E、剪切弹性  $\mu_1$  和剪切波粘性  $\mu_2$ 。

[0043] 本发明的第一方面：用于检测软生物组织的弹性的方法和装置

[0044] 本发明第一方面的技术领域

[0045] 本发明的第一方面涉及用于测量软生物组织（尤其是血管壁）的弹性的方法和装置。

[0046] 本发明第一方面的技术背景

[0047] 测试血管（尤其是动脉）的弹性，在动脉硬化症的病理学检测中是非常重要的，例如，动脉中的动脉粥样化空斑的类聚。实际上，动脉硬化症的一个主要风险是动脉粥样化空斑的破裂。

[0048] 本发明第一方面的目的和概要

[0049] 本发明第一方面在于提出一种用于测量软组织（尤其是血管壁）弹性的新的方法，其具有使用快速和简便的特点。

[0050] 为此目的，根据本发明的第一方面，提供一种上文所定义的方法，其中所述物理参数是软组织弹性的非线性参数，所述方法包括：

[0051] - 在对应由心动周期引入软组织中的至少两个不同压力数值的不同时间瞬间上测量至少两个剪切波传播参数；以及，

[0052] - 所述物理参数确定步骤，其中确定所述软组织弹性的非线性参数且至少基于：

[0053] - 在所述剪切波传播参数测量过程中所确定的剪切波传播参数的各个数值；和，

[0054] - 分别在每个剪切波传播参数测量的剪切波传播过程中的所述软组织的压力数值。

[0055] 根据这些部署，就能方便和容易地通过弹性的非线性参数来获得血管壁脆弱性测量，从而测量动脉粥样化空斑的破裂风险。此外，剪切波传播参数测量是非介入性的，并且血压的测量也有可能非介入性的获得，这就更加便于本发明的使用。

[0056] 在本发明第一方面所述方法的各种实施例中，可以附加下述的一个 / 或多个步骤（可以单独或组合使用）：

[0057] - 所述软组织包括血管，所述剪切波的传播参数是在所述血管中测量的、并且所述压力是所述血管中的血压；

[0058] - 在非线性的确定步骤 d) 中所确定的弹性的非线性参数是三阶剪切弹性模数 A；

[0059] - 在每个剪切波传播参数测量中所确定的所述剪切波传播参数是剪切模数  $\mu$ ，并且三阶剪切弹性模数 A 是通过求解分别对应多个剪切波传播测量的一系列等式来确定的：

$$[0060] \quad A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

[0061] - 式中：t 为对应于执行剪切波传播参数测量的时间瞬时；

[0062] -  $\mu(t)$  为时间瞬时 t 的剪切模数的数值；

[0063] -  $\mu_0$  为不具有约束的剪切模数的数值；

[0064] -  $\sigma(t)$  为时间瞬时 t 并行于剪切波极化方向的血管组织的机械压力，它是根据在剪切波传播参数测量位置上和测量时间瞬间 t 在软组织中的压力来确定的；

[0065] - 所述软组织包括血管、所述剪切波传播参数是在所述血管中测量的并且所述压

力是血管中的血压,并且机械压力  $\sigma(t)$  是根据血管中的血压和血管的图像确定的;

[0066] - 血管图像通过所述换能器阵列的回波扫描获得;

[0067] - 所述软组织包括血管、所述剪切波传播参数是在所述血管中测量的并且所述压力是血管中的血压,并且机械压力  $\sigma(t)$  是根据在血管中的血压和在血管壁的尺寸和厚度确定的;

[0068] - 压力(尤其是血压)通过压力传感器来自动测量,同时测量剪切波传播参数;

[0069] - 血压在距离观测区域的一段距离上测量,并且通过考虑所述距离和压力波测量传播清晰分阶段进行剪切波传播参数的测量;

[0070] - 至少在心动周期的两个不同特征阶段中测量血压,以及至少在对应两个心动周期的特征阶段的两个时间瞬间执行剪切波传播参数的测量;

[0071] - 所述心动周期的两个特征时间是最大血压时间瞬间和最小血压时间瞬间;

[0072] - 在非线性的确定步骤中,以观测区域的多个不同点来确定弹性的非线性参数,并且确定在观测区域中所述弹性的非线性的参数图。

[0073] 本发明的第一方面的第二目的还在于上文所定义的装置,其中所述介质是血管,所述物理参数是软组织弹性的非线性参数,并且所述控制系统用于:

[0074] - 以不同的时间瞬间来执行至少两个剪切波传播参数的测量;

[0075] 以及,

[0076] - 确定所述软组织弹性的非线性参数,至少根据:

[0077] - 在所述剪切波传播参数测量过程中所确定的各个剪切波传播参数;以及,

[0078] - 在剪切波传播测量的过程中所述软组织的各自血压数值。

[0079] 在本发明第一方面的装置的变化例中,有可能附加增加一个或多个下述的设置(可以仅使用一个或几个的结合):

[0080] - 通过所述控制系统所确定的弹性非线性参数是三阶剪切弹性模数  $A$ ;

[0081] - 通过所述控制系统所确定的剪切传播参数是剪切模数  $\mu$ ,并且控制系统适用于通过求解分别对应于多个剪切波传播测量的一系列等式来确定三阶剪切弹性模数  $A$ :

$$[0082] \quad A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)}$$

[0083] 其中: $t$  为对应于执行剪切波传播参数测量的时间瞬间;

[0084]  $\mu(t)$  为时间瞬间  $t$  的剪切模数的数值;

[0085]  $\mu_0$  为不具有约束的剪切模数的数值;

[0086]  $\sigma(t)$  为时间瞬间  $t$  并行于剪切波极化方向的软组织的机械压力,它是根据在剪切波传播参数测量位置上和测量时间瞬间  $t$  在软组织中的压力来确定的;

[0087] - 控制系统用于通过压力传感器来自动测量软组织中的压力,同时测量剪切波传播参数;

[0088] - 所述软组织包括血管,所述剪切波传播参数为在所述血管中测量,所述压力为在所述血管中的血压,并且控制系统用于血压测量和剪切波传播参数测量分阶段进行,通过考虑:

[0089] - 在血压测量位置和观测区域之间的距离并分阶段;

[0090] - 压力波的快速传播;

[0091] - 所述软组织包括血管,所述剪切波传播参数在所述血管中测量,所述压力为在所述血管中的血压,并且所述控制系统以心动周期至少两个不同特征阶段来测量血压并且用于在对应于心动周期的两个特征阶段的至少两个时间瞬间来测量剪切波传播参数;

[0092] - 所述心动周期的两个特征阶段为最大血压的时间瞬间和最小血压的时间瞬间;

[0093] - 控制系统用于测量在心动周期的特征阶段的血压;

[0094] - 控制系统用于确定在观测区域的多个点上的弹性的非线性参数,并且确定在观测区域中的弹性的非线性参数图。

[0095] 本发明的第二方面:用于测量哺乳动物软组织的温度的方法和装置

[0096] 本发明第二方面的技术领域

[0097] 本发明的第二方面涉及用于测量哺乳动物软组织的温度的方法和装置。

[0098] 本发明第二方面的背景技术

[0099] 测量哺乳动物软组织中的温度是非常有用的,例如,可以用于较好地控制诸如热处理的局部处理,即:通过高强度聚焦超声波(HIFU)或通过射频波(RF消融术)的局部处理。

[0100] 本发明第二方面的目的和概要

[0101] 本发明的第二方面的一个目的在于提供测量哺乳动物软组的温度的新方法,其具有使用快速和简单并且是非介入性的优点。

[0102] 为此目的,根据本发明,提供上文所定义的方法,其中所述物理参数是软组织的温度,所述温度是根据所述剪切波参数与所述温度相联系预先确定的定律来确定的。

[0103] 根据这些部署,有可能方便、快速和非介入性地获得软组织温度的测量。

[0104] 本发明是可行的,因为本发明人发现哺乳动物软组织的剪切波传播参数(例如杨氏模数、剪切波模数、粘性等)随着温度而变化(尤其是在足够高的剪切波的频率上)并且可由相关实验所确定的定律与温度相关联。

[0105] 在本发明第二方面的方法的变化例中,有可能附加一个和/或其它的下述步骤(可以单独使用或组合使用):

[0106] - 确定所述温度为在两个不同时间上的第一和第二温度之间的差值;

[0107] - 确定在观测区域多个点上的温度并且确定在观测区域中的所述温度图。

[0108] 本发明的第二方面的另一目的是上述定义的装置,其中,所述物理参数是软组织的温度,并且所述电子控制系统用于根据所述剪切波传播参数与所述温度相联系的预先确定定律来确定所述温度。

[0109] 在本发明的第二目的的装置中,可以使用下述一个和/或其他特征(可以仅使用一个或其组合):

[0110] - 所述温度是在两个不同时间上的第一和第二温度之间的差值;

[0111] - 所述剪切波至少具有一个超过 50Hz 的频率;

[0112] - 确定在观测区域多个点上的温度并且确定在观测区域中的所述温度图。

[0113] 附图的简要说明:

[0114] 本发明的其它特征和优点将通过下述两个非限制性的实施例以及参考附图进行阐述,附图包括:

[0115] - 图 1 为本发明第一方面实施例中的剪切波成像装置的示意图;

[0116] - 图 2 为本发明第二方面实施例中的剪切波成像装置的示意图；

[0117] - 图 3 为剪切波模数  $\mu$  作为哺乳动物软组织温度的函数的图示实例。

[0118] 本发明的第一方面：用于测量血管壁的弹性的方法和装置

[0119] 图 1 所示装置 1 用于测量在观测区域中的弹性的非线性，该观测区域包括活体病人 2 的血管 3（尤其是动脉）的部分。

[0120] 血管 3 的血管壁 3a 可以被局部认为是直径为  $D$  和厚度为  $e$  的圆柱形管状物，并且血液 3b 沿着 3c 方向流动。在心动周期的过程中，在血管 3 中的血压  $P(t)$  在称为舒张压的最小血压和称为收缩压的最大血压之间变化。所述血压的变化产生血管直径  $D$  的变化（其中  $D$  可以例如为外径，但是也可以为内径或内径外径的平均值）以及拉伸应力  $\sigma(t)$  中的变化（取沿着正交轴  $X_2$  的方向，是所讨论的血管壁 3a 点的切线，并且垂直于血管的纵向轴  $X_1$  和平行于纵向轴）。

[0121] 所述拉伸应力的数值由下述方程 (1) 给出：

$$[0122] \quad \sigma(t) = \frac{P(t) \cdot D}{2e} \quad (1)$$

[0123] 拉伸应力  $\sigma(t)$  变化还促使了在血管壁 3a 中的剪切波传播参数的变化，并且本发明使用这些变化来确定具有血管壁弹性的非线性特征参数，依次来确定所述血管壁的脆性以及尤其是粥样化空斑破裂风险的特征。

[0124] 为此目的，本发明提供用于测量病人血管的血管壁弹性的方法，其中包括以不同的时间瞬间来测量多个剪切波传输参数。通过下述方法测量各个剪切波传播参数：

[0125] - 通过由血管壁 3a 所构成的粘弹性介质传播的机械剪切波；

[0126] - 观测该剪切波在血管壁 3a 中的通过，尤其是通过非聚焦超声压缩波对散射粒子 3 的反射来观测，散射粒子对超声压缩波形成反射并且通常包含在生物学组织中（粒子 3d 可以由血管壁 3a 中的任意非均匀性所构成，尤其是由胶原质的粒子所构成）；

[0127] - 基于剪切波传播的观测，来确定表示血管壁弹性的剪切波传播参数。

[0128] 适用于执行本发明方法的装置 1 的结构和常用操作方法，已经在文献 US-B2-7252004 中作了阐述，并在此再次复述。

[0129] 装置 1 可以包括例如：

[0130] - 超声换能器阵列 4，例如通常线性阵列，它通常包括超声换能器  $T_1-T_n$ ，其沿着在常用回波扫描探头中通常已知的轴线并列设置（阵列 4 适用于执行在平面  $X, Y$  中观测区域的二维 (2D) 成像，其中  $X$  和  $Y$  是连接至阵列 4 的两个轴， $X$  平行于阵列 4 的纵向和  $Y$  垂直于阵列的换能器  $T_i$ ），但是阵列 4 还可以为用于执行观测区域 3D 成像的二维阵列；换能器数量  $n$  大于 1，例如几十（例如 100 至 300）；阵列 4 的换能器  $T_1-T_n$  传送超声压缩波脉冲，该脉冲为在回波描记术中经常使用的脉冲，例如具有在 0.5 至 100MHz 范围中的频率，并且优选为在 0.5MHz 至 15MHz 范围中的频率，即大约为 2.5MHz 的频率；

[0131] - 用于控制换能器阵列 4 和采集其信号的电子柜 5；

[0132] - 用于控制电子柜 5 并且观测由电子柜所获得的超声图像的微型计算机 6，所述计算机 6 包括例如屏幕 6a 和键盘 6b 或其它用户接口。

[0133] 电子柜 5 和微型计算机 6 在此称之为装置 1 的控制系统。所述控制系统可以由多于两个的装置构成或通过单一的电子装置构成，以满足电子柜 5 和微型计算机 6 的所有功

能。

[0134] 电子柜 5 可以包括,例如:

[0135] -n 个模/数转换器 7 ( $E_1-E_n$ ),各自单独连接至换能器阵列 4 的 n 个换能器 ( $T_1-T_n$ );

[0136] -n 个缓存存储器 8 ( $M_1-M_n$ ),各自分别连接至 n 个模/数转换器 7;

[0137] -中央处理器 9 (CPU),其与缓存存储器 8 和微型计算机 9 通讯;

[0138] -存储器 10 (MEM),其连接至中央处理器 9;

[0139] -数字信号处理器 11 (DSP),其连接至中央处理单元 9。

[0140] 此外,在本发明的一些实施例中,中央处理器 9 (或计算器 6) 可以连接至自动压力传感器 12,用于检测病人 2 的血压,例如:

[0141] -血压计,其以非介入式方法测量病人的血压并且将血压信号传输至中央处理单元 9 ;和/或,

[0142] -插入在血管 3 中并且适用于测量病人血压的压力传感器的套管,所述传感器以非介入方式测量病人的血压并且将血压信号传输至中央处理单元 9。

[0143] 换能器  $T_1-T_n$  可由中央处理单元 9 逐个单独控制。换能器  $T_1-T_n$  因此可以选择性地发射:

[0144] -非聚焦的超声压缩波;

[0145] -或者聚焦在介质 3 的一点或多点上的超声压缩波。

[0146] 专业术语“非聚焦压缩波”可理解为照射介质 3 整个观测区域的任何种类的非聚焦波,例如:

[0147] -超声压缩波是“平面”(即,波前在 X、Y 平面中呈直线的波),或其它类型的非聚焦波;

[0148] -由多个换能器  $T_1-T_n$  所发射的随机超声信号产生的波;

[0149] -或聚焦在血管壁 3a 的一点或多点上的超声压缩波;

[0150] -或弱聚焦波(已知为“宽”传输聚焦:焦距距离/孔径之比  $> 2.5$ );

[0151] -或诸如球面波的发散波;

[0152] -或同时聚焦在多个焦点上的波;

[0153] -或更普遍的任何种类的传输波,其不对应于使用单一焦点位置和焦距/孔径比  $< 2.5$  的传统聚焦。

[0154] 在装置 1 的工作过程中,换能器阵列 4 设置成在所研究的血管 3 部分接触病人 2 的皮肤 2a。换能器阵列 4 可以血管 3 的横向或纵向来具体设置,即,换能器阵列 4 的轴 X、Y 以纵向平面 X1、X2 来设置,该平面包括纵向轴 X1,或以径向平面 X2、X3 来设置,其垂直于纵向轴 X1 (X3 为径向轴,垂直于所述血管壁 3a 中所研究点上的轴 X1、X2)。换能器阵列 4 的轴 X 设置为基本平行于径向轴 X3。

[0155] 装置 1 的操作方法由控制系统(即,中央处理单元 9 和/或计算机 6)控制,并为这样的操作方法进行编程。

[0156] 观测剪切波的传播

[0157] 为了观测在所述血管壁 3a 上的剪切波的传播,装置 1 的控制系统 6、9 被编程为可以连续执行多个步骤:

[0158] a) 激励步骤,其中控制系统 6、9 使得通过阵列 4 发射聚焦于病人体内的至少一个

- 超声波（这个聚焦波可以由所有或部分换能器 T1-Tn 发射）在介质 3 中产生弹性剪切波；
- [0159] b) 观测步骤,其中同时观测在血管壁 3a 的观测区域多点上的剪切波的传播,并且包括下述子步骤：
- [0160] b1) 控制系统 6、9 使得阵列 4 向粘弹性介质发射连续非聚焦超声压缩波（这些非聚焦超声波可由所有或部分换能器 T1-Tn 发射），其速率为每秒至少 300 次,例如至少 500 次/s（在步骤 a 中发射的聚焦超声波的聚焦和时间），并且适用于所述非聚焦超声波的时间使得至少一些所述非聚焦超声波在剪切波通过观测区域的传播过程中到达观测区域；
- [0161] b2) 控制系统 6、9 使阵列 4 检测从病人体内 2 接收到的超声波信号（该检测可以由阵列 4 的全部或部分换能器来执行），所述信号包括由非聚焦超声波压缩波与所述观测区域中的散射粒子 3d 相互作用所产生的回波,这些回波对应（直接的或间接的）构成病人血管壁 3a 的粘弹性介质位移的连续图像；将所检测到的信号实时记录在缓冲存储器 M1-Mn 中；
- [0162] c) 在至少一个执行步骤中,其中：
- [0163] c1) 控制系统 6、9 处理在子步骤 b2) 中从病人体内 2 所接收到的连续超声波信号,以确定连续的传播图像；以及,
- [0164] c2) 控制系统 6、9 确定适用于在观测区域不同位置上构成病人血管壁 3a 的粘弹性介质的至少一个位移参数。
- [0165] 值得注意的是,可以省略上述子步骤 c2)：更具体的说,本发明的方法不需要确定传输图像,并且控制系统 6、9 可以通过其它任何方法来确定所述位移参数。
- [0166] 在激励步骤 a) 中发射的聚焦超声波可以是频率  $f$  在 0.5MHz 至 15MHz 范围内的单色波,例如频率大约等于 2.5MHz,其以  $k/f$  秒的持续时间来发射,其中  $k$  为在 50 至 5000 范围内的整数（大约为 500）以及  $f$  以 Hz 表示。这样的波有可能在由其余周期分割的连续发射周期中发射,所述发射周期以每秒 5 至 1000 次范围内的速率依次发射。因此而获得的剪切波的极化平行于 Y 轴（因此平行于轴 X3）并且传播平行于 x 轴（因此根据阵列 4 的方向,平行于轴 X1 或 X2 或者平行于平面 X1、X2 中的轴）。
- [0167] 在一个变化例中,在激励步骤 a) 中发射的聚焦超声波是各自频率  $f_1$  和  $f_2$  的两个单色信号的线性组合（具体是之和），使得  $20\text{Hz} \leq |f_1 - f_2| \leq 1000\text{Hz}$ ,由此产生具有调制频率  $|f_1 - f_2|$  的调幅波。
- [0168] 此外,在激励步骤 a) 所发射的聚焦超声波可以选择是否同时聚焦于多个点上,使得所产生的剪切波表示为所需的波形（例如,因此可以产生平面的剪切波,或相反的为聚焦的剪切波），并且照明在血管壁 3a 中的所需区域或病人体内 2 的其他部分。
- [0169] 在步骤 b1) 中,可以保持例如 0.1 至 1 秒,可以在每秒 500 至 10000 次范围内的速率发射非聚焦超声压缩波,并且优选以每秒 1000 至 5000 次的速率（该速率受压缩波通过病人体内 2 往返传播时间的限制：这对在发射新的压缩波之前探头 6 已经接收到压缩波所产生的回波来说是必要的）。
- [0170] 各个非聚焦超声压缩波以高于剪切波的传播速度在病人体内 2 中传播（即,在人体内大约为 1500m/s），并且与散射粒子 3d 进行相互作用,从而在信号中产生回波或其它模拟扰乱,所述信号本身在回波扫描领域中称之为“斑点噪声”。
- [0171] 在非聚焦超声波压缩波的每次发射之后,由换能器 T1-Tn 在子步骤 b2) 中拾取斑

点噪声。所述每个换能器  $T_i$  在第  $j$  次发射后采用这类方法所获取的信号  $S_{ij}(t)$  以高频（即，30MHz 至 100MHz）进行初始采样并且由对应于换能器  $T_i$  的模 / 数换能器  $E_i$  进行实时数字化（例如，12 比特）。

[0172] 然后，同样以实时的方法，将这种方法所采样和数字化的信号  $S_{ij}(t)$  存储在对应于换能器  $T_i$  的缓冲存储器  $M_i$ 。

[0173] 籍助于实例，各个存储器  $M_i$  可具有大约 128 兆比特 (MB) 的存储能力，并且包括在  $j = 1$  至  $p$  的连续发射中所接收到的所有信号  $S_{ij}(t)$ 。

[0174] 在延期时间中，在对应于剪切波相同传播的所有信号  $S_{ij}(t)$  都已经存储之后，中央单元 9 使用对应于子步骤 c1) 的常规路径形成步骤来处理这些信号（或由诸如加法电路的另一电路已经处理这些信号，或者计算机 6 可以自身来处理这些信号）。

[0175] 这样产生了各个对应于在第  $j$  次之后的观测区域图像的信号  $S_j(x, y)$ 。

[0176] 例如，可以通过下述公式来确定信号  $S_j(t)$ ：

$$[0177] \quad S_j(t) = \sum_{i=1}^{i_1} \alpha_i(x, y) \cdot s_{ij}[t(x, y) + d_i(x, y)/v]$$

[0178] 其中：

[0179]  $-S_{ij}$  为在第  $j$  次发射超声压缩波之后由第  $i$  个换能器所获取的原始信号；

[0180]  $-t(x, y)$  为超声压缩波到达具有  $xy$  坐标系中的坐标  $(x, y)$  的观测区域的点所花的时间，其中  $t = 0$  是在第  $j$  次发射的开始处；

[0181]  $-d_i(x, y)$  在具有  $(x, y)$  坐标的观测区域的点和第  $i$  换能器之间的距离，或所述距离的近似；

[0182]  $-v$  为超声波压缩波在所观测粘弹性介质中的平均传输速度；以及，

[0183]  $-\alpha_i(x, y)$  为考虑变迹关系的权重系数（具体为，在多数情况下，可以假设  $\alpha_i(x, y) = 1$ ）。

[0184] 当观测区域是三维的（采用二维的换能器阵列），则上述方程式要做适当的修正，以  $(x, y, z)$  来替换  $(x, y)$  的空间坐标。

[0185] 在可选的路径形成步骤之后，中央单元 9 在中央存储器  $M$  中存储对应于第  $j$  次发射的图像信号  $S_j(x, y)$ （或者如果图像仅为 1 维情况的  $S_j(x)$ ，或在 3D 图像情况的  $S_j(x, y, z)$ ）。这些信号还可以存储在计算机 6 中，只要计算机本身执行图像处理。

[0186] 随后，这些图像在子步骤 c2) 的延期时间中采用校正和交叉校正的方法成对的或优选采用参考图像来处理这些信号，在文献 US-B2-7252004 中进行了阐述。

[0187] 上述交叉校正的执行可以在例如数字信号处理器 11 中，也可以在中央单元 9 中或计算机 6 中进行编程。

[0188] 在所述交叉校正过程中，最大化交叉校正函数  $\langle S_j(x, y), S_{j-1}(x, y) \rangle$ ，以便确定承受超声回波的各个粒子 3c 的位移。

[0189] 文献 US-B2-7252004 阐述了这类交叉校正计算的实例。

[0190] 这就在剪切波的影响下形成由剪切波在血管壁 3a 的各个位置  $\vec{r}$  上所产生的一系列位移向量  $\vec{u}(\vec{r}, t)$ （在所述实施例中，这些位移向量可选择地减少成单个分量）。

[0191] 所述一系列位移向量存储于存储器  $M$  或计算机 6 中，并且可以显示，例如尤其可籍助于计算机显示器 4a，以慢的运动图像形式所显示的位移数值由诸如灰阶或者色阶之类的

选择参数来显示说明。

[0192] 因此,可以清晰地显示在血管壁 3a 的不同特征区域之间的剪切波的传播差异。

[0193] 这些剪切波的运动图像还可以重叠在传统的回波扫描技术的图像上,所述回波技术的图像也可由上述装置 1 产生。

[0194] 此外,也有可能计算在观测区域各个点上的血管壁 3a 的形变,而不是位移,即那些分别与空间变量(在所述实施例中 X 和 Y 的坐标)相关的位移向量所引申得到的分量向量。这些形变向量可以如同位移向量一样使用,以运动图像的形式来清晰显示剪切波的位移,并且还具有消除换能器阵列 4 相当于所观测的病人体内 2 的位移的优点。

#### [0195] 确定剪切波传播参数

[0196] 从位移或形变区域中,在用户操作计算机 6 所选择的观测区域中的某些点(至少一个点)上或者也可以在整个观测区域中,根据在观测区域 X、Y(换能器的二维阵列为 X、Y、Z)中的位移参数(位移或形变)随时间而变化的方法,计算机 6(或通常为控制系统 6、9)可以优选计算至少一个剪切波的传播参数。当剪切波传播参数是以观测区域中的多个点上来计算的,则计算机 6 就可以在显示屏 6a 上显示在观测区域中的所述参数图。

[0197] 在子步骤 c2) 中所计算的剪切波传播参数,可以选自例如:剪切模数  $\mu$ , 或杨氏模

数  $E = 3\mu$  或剪切波传播速度  $c_s$  ( $c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$ , 其中  $\rho$  为组织密度), 或剪切波弹性  $\mu_1$  或剪切

波粘性  $\mu_2$ , 如 US-B2-7252004 所阐述的。该传播参数表示血管壁 3a 的弹性。

[0198] 传播参数可由诸如计算机 6(或通常为控制系统 6、9) 分别以多个不同的时间瞬间(至少两个不同的时间瞬间  $t_1$ 、 $t_2$ ) 来计算。

[0199] 例如,控制系统 6、9(即,计算机 6) 可以两个不同的时间瞬间  $t_1$ 、 $t_2$ , 例如,以收缩和以舒张(分别以最大血压和以最小血压),来计算血管壁 3a 的剪切模数  $\mu(t)$ 。

#### [0200] 血压测量

[0201] 此外,测量在血管壁 3 内的血压,使得计算机 6(或通常为控制系统 6、9) 具有在观测区域的位置上和剪切波传播参数测量的时间瞬间(在该情况下,例如,在时间瞬间  $t_1$ ,  $t_2$ ) 的血管 3 内部的血压数值。

[0202] 可以采用下述方法之一来获得这些血压的数值:

[0203] a) 当上述压力传感器 12 是可以插入在血管 3 中的并且适用于测量病人血压的压力传感器的套管,则将该套管插入在换能器阵列 4 邻近的血管中,就可以在剪切波传输参数的各个测量的观测步骤 (b) 的同时(在这里所考虑的实例中,在时间瞬间  $t_1$  和  $t_2$ ),实时自动测量血压的数值。

[0204] b) 当上述压力传感器 12 是自动血压测量仪,可用于以非介入式的方法来测量病人的血压,则该血压测量仪的测量就由在观测区域中的剪切波传播参数测量来分阶段,以补偿在测量血压位置之间血压周期中的阶段差异(即,在与弹性测量的同一动脉上,但在其上游或下游或者在病人 2 的血管末端)。

[0205] 这种阶段的区分例如通过在对应于最大和最小血压(收缩和舒张)的两个时间瞬间  $t_1$  和  $t_2$  来测量血压和剪切波传播参数而获得的。在该情况下,压力测量因此可以包括在测量剪切波传播参数之前或之中或之后测量血压的最大和最小数值,并且在血管 3 的直径 D 最大(血压最大)和直径 D 最小(血压最小)时分别进行剪切波传播参数的测量。血

管的直径可由控制系统 6、9 自动监测,根据装置 1 的成像功能,使得控制系统 6、9 将剪切波传播参数测量分为血压最大和最小的测量。一般来说,血压可以心动周期的至少两个不同的特征阶段来测量,并且剪切波传播参数的测量至少以对应于心动周期的两个特征阶段的时间瞬间来执行。

[0206] 在一个变化例中,上述检测阶段包括剪切波传播参数的测量和具有时间偏移  $\Delta t$  的血压测量,该时间偏移  $\Delta t$  确定了这些测量的阶段,尤其是以远离观测区域的距离来测量血压,例如,相同动脉的血压。然后,通过应用测量剪切波传播参数的各个时间  $t_1$ 、 $t_2$  和对应测量血压的各个时间  $t'_1$ 、 $t'_2$  之间的时间偏移  $\Delta t$  可以获得阶段区分:

$$[0207] \quad t_1 = t'_1 + a \cdot \Delta t \text{ and } t_2 = t'_2 + a \cdot \Delta t \quad (2)$$

$$[0208] \quad \Delta t = d/v$$

[0209] 其中:

[0210]  $a = +1$ ,当测量在装置 1 的观测区域上游的血压时;

[0211]  $a = -1$ ,当测量在装置 1 的观测区域下游的血压时;

[0212]  $d$  为沿着动脉在血压测量位置和观测区域之间的距离;

[0213]  $v$  为每次心跳时动脉中的压力波传播的流动性(该流动性  $v$  既可以是在控制系统中存储的预定数值,也可以由控制系统测量,这根据装置 1 的成像能力,即,定点确认动脉最大直径部分的能力和测量沿着动脉的最大直径区域的位移流动性的能力)。

[0214] c) 在一个变化例中,可以省略自动血压传感器 12 并且血压测量可以在装置外部进行,例如,由具有哺乳动物血压计的测量者来进行测量;在该情况中,血压数值输入计算机 6(或通常为控制系统 6、9),并且当血管 3 的直径  $D$  最大(最大血压)和当直径  $D$  最小(最小血压)时,分别进行剪切波传播参数测量,从而获得剪切波传播参数测量的阶段。

[0215] 确定非线性参数

[0216] 控制系统 6、9(例如计算机 6)可以通过非线性确定步骤 d) 进行处理,其中确定弹性的非线性参数,基于:

[0217] - 在所述多个剪切波传播参数测量过程中所确定的剪切波传播参数的典型数值(在此考虑的实施例,为剪切模数  $\mu(t_1)$ ,  $\mu(t_2)$ );

[0218] - 以及在所述血管中的对应血压数值(例如,在现有情况中的  $P(t_1)$ ,  $P(t_2)$ )。

[0219] 所确定的弹性非线性参数可以例如称为三阶剪切弹性模数  $A$  的 Landau 系数,例如由 Gennisson 等人提出(详见 Acoustoelasticity in Soft Solids: "Assessment of the non-linear shear modulus with the acoustic radiation force" J Acoust. Soc. Am 122(6) December 2007 ;p. 3211-3219)。

[0220] 三阶剪切弹性模数  $A$  可以由控制系统来确定,通过求解各自对应于多个剪切波传播测量的一系列等式获得,该等式为:

$$[0221] \quad A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t)}{\sigma(t)} \quad (3)$$

[0222] 其中:

[0223]  $t$  是执行对应的剪切波传播参数测量时的时间瞬间;

[0224]  $\mu(t)$  为该时间瞬间  $t$  的剪切模数数值;

[0225]  $\mu_0$  为没有约束条件的剪切模数数值;

[0226]  $\sigma(t)$  为时间瞬间  $t$  血管中的径向机械应力（例如，平行于轴  $x_3$ ，即，平行于剪切波极化  $Y$  方向的机械应力），根据在剪切波参数测量的位置上以及在上述时间瞬间  $t$  的血管内血压来确定：

[0227]  $\sigma(t) = P(t)$  (1) 在血管壁 3a 或血管周围的软组织内，其中  $P(t)$  为在剪切波传播参数测量位置上以及在时间瞬间  $t$  的血压（压力  $p$  测量的实际时间为时间  $t'$ ，而不同于时间  $t$ ，因此提供阶段的测量，使得血压测量对应于上述  $P(t)$ ）。

[0228] 当基于时间瞬间  $t_1$  和  $t_2$  的两个测量来确定三阶剪切弹性模数  $A$  时，控制系统通过求解下述一系列等式 (3) 来获得  $A$  和  $\mu_0$ ：

$$[0229] \quad A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t_1)}{\sigma(t_1)} \quad (3_1)$$

$$[0230] \quad A = -12\mu_0 \frac{\mu_0 - \mu(t_2)}{\sigma(t_2)} \quad (3_2)$$

[0231] 值得注意的是，弹性  $A$  的非线性参数也可以根据上述剪切波传播参数的其它参数来确定，只要该参数与剪切模数  $\mu$  相关。

[0232] 此外，值得注意的是，弹性  $A$  的非线性参数可以在观测区域的多个点上确定，以及在观测区域中的弹性非线性参数图可以由控制系统确定并且例如显示于计算机 6 的显示器 6a。

[0233] 最终，替代在子步骤 c1) 中计算血管壁 3a 的图像，以便在子步骤 c2) 中确定位移参数，有可能使用文献 W0-A-2008/139245 所述的方法和装置，用于局部确定在观测区域中的一个或多个预定测量区域中的所述位移参数，各个测量区域由换能器阵列中的一个对应换能器所对应。

[0234] 上述阐述也可以用于测量除了承受心动周期引入压力变化的血管壁以外的软组织弹性非线性，例如，脑组织的弹性非线性。

[0235] 本发明的第二方面：测量哺乳动物软组织温度的方法和装置

[0236] 图 2 所示的装置 1 适用于测量哺乳动物软组织的温度，尤其是在包括活体病人 2 软组织 3' 部分的观测区域中的温度。

[0237] 为此目的，本发明提供了测量病人血管的血管壁弹性的方法，其包括至少一个剪切波传播参数的测量，通过下述方法执行：

[0238] - 具有在软组织 3' 所构成的粘弹性介质中传播的机械剪切波；

[0239] - 观测所述剪切波在软组织 3' 中的传播，例如通过非聚焦超声压缩波对散射粒子 3d 的反射，所述散射粒子反射超声压缩波并且通常包含在生物组织中（粒子 3d 由软组织 3' 中的任意非均匀性所构成，尤其是胶原质粒子所构成）；

[0240] - 基于剪切波传播的观测，确定在软组织 3' 中的剪切波的传播参数。

[0241] 用于实施这类方法的装置 1 的结构及其常用的操作方法已经在文献 US-B2-7252004 中进行了阐述，以及在本发明第一部分中提及，并因此在本发明第二部分中不再讨论。

[0242] 图 2 所示的装置 1 可以包括例如：

[0243] - 超声换能器阵列 4，例如通常包括超声换能器  $T_1-T_n$  的线性阵列，超声换能器沿着在常用回波扫描探头中通常已知的轴线并列设置（阵列 4 适用于执行在平面  $X, Y$  中观测区

域的二维 (2D) 成像,其中 X 和 Y 是连接至阵列 4 的两个轴, X 平行于阵列 4 的纵向和 Y 垂直于阵列的换能器  $T_i$ ),但是阵列 4 还可以为用于执行观测区域 3D 成像的二维阵列);换能器数量  $n$  大于 1,例如几十(例如 100 至 300);阵列 4 的换能器  $T_1-T_n$  转送超声压缩波脉冲,该脉冲为在回波描记术中经常使用的脉冲,例如具有在 0.5 至 100MHz 范围中的频率,并且优选为在 0.5MHz 至 15MHz 范围中的频率,即大约为 2.5MHz 的频率;

[0244] - 电子柜 5,用于控制换能器阵列 4 以及获取其信号;

[0245] - 微型计算机 6,用于控制电子柜 5 并且观测由电子柜所获得的超声图像,所述计算机 6 包括例如显示屏 6a 和键盘 6b 或其它接口。

[0246] 这里将电子柜 5 和微型计算机 6 称之为装置 1 的控制系统。这类控制系统可以由多于两个的装置构成或由单一的电子装置构成,以满足电子柜 5 和微型计算机 6 的所有功能。

[0247] 电子柜 5 可以包括,例如:

[0248] -  $n$  个模 / 数转换器 7 ( $E_1-E_n$ ),分别连接至换能器阵列 4 的  $n$  个换能器 ( $T_1-T_n$ );

[0249] -  $n$  个缓冲器 8 ( $M_1-M_n$ ),分别连接至  $n$  个模 / 数换能器 7;

[0250] - 中央处理单元 9 (CPU),它与缓冲器 8 和微型计算机 6 通讯;

[0251] - 存储器 10 (MEM),连接至中央处理单元 8;

[0252] - 数字信号处理器 11 (DSP),连接至中央处理单元 9。

[0253] 换能器  $T_1-T_n$  由中央处理单元 9 逐个独立控制。于是,换能器  $T_1-T_n$  可选择性的发射:

[0254] - 非聚焦超声波压缩波;

[0255] - 聚焦在软组织 3' 的一个或多个点的超声压缩波。

[0256] 术语“非聚焦超声压缩波”在此可以理解为照明软组织的整个观测区域的非聚焦波,例如:

[0257] - 平面的超声压缩波(即,波阵在 X、Y 平面上为直线的波)或任何其它类型的非聚焦波;

[0258] - 或由不同换能器  $T_1-T_n$  发射的随机超声波信号所产生的波;

[0259] - 或聚集在软组织 3' 的一个或多个点上的超声波压缩波;

[0260] - 或弱聚集波(例如“宽”传输聚焦:焦距 / 孔径比  $> 2.5$ );

[0261] - 或诸如球面波的发散波;

[0262] - 或同时聚焦在多个聚焦点上的波;

[0263] - 或更通常的不对应于使用单一焦点位置和焦距 / 孔径比  $< 2.5$  的传统聚焦的任何类型传播波。

[0264] 在装置 1 的操作过程中,换能器阵列 4 置于在所研究的软组织 3' 上接触病人 2 的皮肤 2a。

[0265] 装置 1 的操作方式由控制系统控制,即中央处理单元 9 和 / 或计算机 6,并为这类操作方法进行编程。

[0266] 观测剪切波的传播

[0267] 为了观测剪切波在软组织 3' 中的传播,对装置 1 的控制系统 6、9 进行编程,以连续执行多个步骤:

[0268] a) 激励步骤,其中控制系统 6、9 使得由阵列 4 所发射且聚焦于病人体内的至少一个超声波在软组织 3' 中产生弹性剪切波(该聚焦波可由所有或部分换能器  $T_1-T_n$  发射);

[0269] b) 观测步骤,其中同时观测在软组织 3' 观测区域内多个点上的所述剪切波的传播,所述观测步骤包括下述子步骤:

[0270] b1) 所述控制系统 6、9 使得阵列 4 向粘弹性介质中发射非聚焦超声压缩波(这些非聚焦波可由所有或部分换能器  $T_1-T_n$  发射),其速率为以至少每秒 300 次的速率,例如,每秒 500 次(在步骤 a 中所发射的聚焦超声波的聚焦和时间),并且所述非聚焦超声波的时间使得在剪切波通过观测区域的传输过程中,至少部分所述非聚焦超声波到达观测区域;

[0271] b2) 控制系统 6、9 使得阵列 4 检测从所述病人体内 2 所接收到的超声波信号(这类检测可由阵列 4 的所有或部分的换能器来执行),所述信号包括由在观测区域中非聚焦超声压缩波与反射粒子 3d 相互作用所产生的回波,这些回波(直接或间接地)对应于构成软组织 3' 的粘弹性介质的位移的连续图像;将检测到的信号实时记录在缓存器存储器  $M_1-M_n$  中;

[0272] c) 至少一个处理步骤,其中:

[0273] c1) 控制系统 6、9 处理在子步骤 b2) 中从病人体内 2 所接收的连续超声信号,以便确定连续的传输图像;以及,

[0274] c2) 控制系统 6、9 在观测区域多个点上构成软组织 3' 的粘弹性介质的至少一个位移参数。

[0275] 值得注意的是,上述子步骤 c2) 可以省略:通常,本发明的方法不需要确定传播图像,并且控制系统 6、9 可以采用任何其它方法来确定所述位移参数。

[0276] 在激励步骤 a) 中所发射的所述聚焦超声波可以为频率  $f$  在 0.5MHz 至 15MHz 范围内的单色波,例如大约等于 2.5MHz,其发射持续时间为  $k/f$  秒,其中  $K$  为在 50 至 5000 范围内的整数(例如,大约 500),而  $f$  以 Hz 表示。这类波有可能在由其它周期所分隔的连续发射周期中逐个发射,其发射速率在每秒 5 至 1000 次的范围内。

[0277] 在一个变化例中,在发射步骤 a) 中所发射的聚焦超声波是分别为频率  $f_1$  和  $f_2$ (使得  $20\text{Hz} \leq |f_1-f_2| \leq 1000$ ) 的两个单一信号的线性组合(具体为之和),因此产生具有调制频率  $|f_1-f_2|$  的调幅波。

[0278] 此外,在激励步骤 a) 中所发射的聚焦超声波可以选择性地同时或非同时在多个点上聚焦,使得所产生的剪切波呈现所需要的波形(例如,有可能产生平面的剪切波,也有可能产生聚焦的剪切波),并且照明在软组织 3' 中的所需要区域。

[0279] 在步骤 b1) 中,所述步骤至少持续例如 0.1 至 1 秒,从而有可能以每秒 500 至 10000 次范围内的速率发射非聚焦超声压缩波,优选以每秒 1000 至 5000 次范围内的速率来发射(该速率受限于压缩波通过病人体内 2 往返传输时间:必须在发射新的压缩波之前探头 6 就已经接收到由压缩波所产生的所有回波)。

[0280] 各个非聚焦超声压缩波以比剪切波的传播速度更高的速率在病人体内 2 传输(即,在人体内大约为 1500m/s),并且与散射粒子 3d 相互作用,从而产生回波或在信号中的其它类型的模拟扰动,其在回波描述领域中称之为“斑点噪声”。

[0281] 在非聚焦超声压缩波的每次发射之后,斑点噪声由换能器  $T_1-T_n$  在子步骤 b2) 中拾取。在第  $j$  次发射后,各个换能器  $T_i$  以这种方法所拾取的信号  $S_{ij}(t)$  以高频(即,30MHz 至

100MHz) 进行初始采样并由对应于换能器  $T_i$  的模 / 数转换器  $E_i$  实时数字化 (例如, 12 比特)。

[0282] 以这种方式所采样和数字化的信号  $S_{ij}(t)$  实时存储于对应于换能器  $T_i$  的缓存存储器  $M_i$ 。

[0283] 通过这样的方式, 各个存储器  $M_i$  可以呈现大约 128 兆比特 (MB) 的存储能力, 并且包括连续所接收到的  $j = 1$  至  $p$  次发射的所有信号  $S_{ij}(t)$ 。

[0284] 在延期时间中, 在已经存储对应于的相同剪切波传播的所有信号  $S_{ij}(t)$  之后, 中央单元 9 使用对应于子步骤 c1) 的常用路径形成步骤来处理这些信号 (或者由诸如加法电路的其它电路来处理这些信号, 或由计算机 6 自身来处理这些信号)。

[0285] 这样就产生对应于在第  $j$  次之后观测区域图像的信号  $S_j(x, y)$ 。

[0286] 例如, 通过下述方程式来确定信号  $S_j(t)$  :

$$[0287] \quad S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x, y) \cdot s_{ij}[t(x, y) + d_i(x, y)/V]$$

[0288] 其中 :

[0289]  $-s_{ij}$  为在第  $i$  个换能器在第  $j$  次发射超声压缩波之后所检测到的原始信号 ;

[0290]  $-t(x, y)$  为超声压缩波到达具有  $X, Y$  坐标系中的  $(x, y)$  坐标的观测区域点所用的时间, 其中在第  $j$  次发射开始时  $t = 0$  ;

[0291]  $-d_i(x, y)$  为具有  $(x, y)$  坐标的观测区域点和第  $i$  个换能器之间的距离, 或所述距离的近似数值 ;

[0292]  $-V$  是超声压缩波在所观测的粘弹性介质中的平均传播速度 ; 以及,

[0293]  $-\alpha_i(x, y)$  为考虑变迹关系的权重系数 (其中, 在多种情况中, 可以假设  $\alpha_i(x, y) = 1$ )。

[0294] 当观测区域是三维的 (采用换能器的二维阵列) 时, 上述方程式需要修改, 由  $(x, y, z)$  来替换空间坐标  $(x, y)$ 。

[0295] 在优选的路径形成步骤后, 中央单元 9 将图像信号  $S_j(x, y)$  (或如果图像是仅一维时为  $S_j(x)$ , 或在 3D 图像的情况下为  $S_j(x, y, z)$ ) 存储于中央存储器  $M$ , 各自对应于第  $j$  次发射。这些信号也可以存储于计算机 6, 只要计算机自身执行图像处理即可。

[0296] 然后, 这些图像在子步骤 c2) 中的延期时间中进行处理, 可采用校正并优选通过成对交叉校正或较优通过采用参考图像校正等方法, 如文献 US-B2-7252004 所述。

[0297] 可以在数字信号处理器 11 中执行上述交叉校正, 或者可以在中央单元 9 或计算机 6 中进行编程。

[0298] 在交叉校正处理中, 最大化交叉校正函数  $\langle S_j(x, y), S_{j+1}(x, y) \rangle$ , 以便确定由超声回波对各个粒子 3c 所产生的位移。

[0299] 所述交叉校正计算实例由文献 US-B2-7252004 给出。

[0300] 这就产生在剪切波影响下的血管壁 3a 的各个位置  $\bar{x}$  中由剪切波所产生的一系列位移向量  $\bar{u}(\bar{x}, t)$ 。

[0301] 这系列位移向量存储于存储器  $M$  或计算机 6 并且可以显示, 例如, 尤其是籍助于计算机的显示屏 4a 以慢运动图像方式来显示, 其中位移数值由诸如灰阶或色阶的光学参数来显示。

[0302] 因此,在观测区域具有不同特征的区域之间的剪切波的传播差异可以清晰的显示。

[0303] 剪切波传播的位移图像也可以叠加在通常的回波描述图像中,其还可由上述装置 1 所产生。

[0304] 因此,也可能计算观测区域中各个点的软组织 3' 的形变,而不是位移,即,那些分量为分别与空间变量(在实施例中所述的 X 和 Y) 相关的位移向量所推导出的向量。这些形变向量可以像位移向量一样使用,以便以运动图像的形式来清晰地显示剪切波的传播,并且它们还具有消除与观测病人体内 2 相关的换能器阵列 4 位移的优点。

#### [0305] 确定剪切波传播参数

[0306] 从位移或形变区域中,计算机 6(或通常为控制系统 6,9) 可以优选的计算至少一个剪切波的传播参数,在由使用计算机 6 用户选择的观测区域中某些点上(至少 1 个点),或通过观测区域,根据在观测区域 X, Y(换能器的二维阵列为 X, Y, Z) 中随时间变化的位移参数(位移或形变)的方法。当计算在观测区域多个点上的剪切波传播参数时,计算机 6 可以在显示屏 6a 上显示观测区域中的所述参数图。

[0307] 在子步骤 c2) 过程中计算的剪切波的传播参数选自例如:剪切模数  $\mu$ , 或杨氏模数  $E = 3\mu$  或剪切波传播速度  $c_s$  ( $c_s = \sqrt{\frac{E}{3\rho}}$ , 其中  $\rho$  为组织的密度), 或剪切波弹性  $\mu_1$  或剪

切波粘性  $\mu_2$ , 文献 US-B2-7252004 作了详细阐述。该传播参数表示软组织 3' 的弹性。

[0308] 最终,除了在子步骤 c1) 中计算软组织 3' 的图像以便在子步骤 c2) 中确定位移参数,有可能使用文献 WO-A-2008/139245 所述的方法和装置,用于局部确定在观测区域中的一个或多个预定测量区域中的所述位移参数,适用于对应换能器阵列的一个换能器的各个测量区域。

[0309] 根据一个或多个点所计算的剪切波传播参数的数值,计算机 6(或通常为控制系统 6,9) 根据所述剪切波传播参数与所述温度相关联的预定定律,来确定在对应点上软组织 3' 的温度。所述预定定律可以通过例如图 3 所示实例来表示(图 3 对应于剪切波传播参数是剪切模数的情况),它可以实现通过实验来确定并且存储于控制系统。

[0310] 因此,能够获得简单、快速和非介入性的软组织温度的测量方法。当确定观测区域中的多个点上的温度时,则会确定温度的图像(通过色阶来表示),并且在计算机的显示屏 6a 上为用户显示。这个热图像可以叠加在通过同一装置 1 所获得的病人的回波描述上。上述方法可以在所有剪切波都具有相对高的频率分量(例如,高于 50Hz)的情况下工作。

[0311] 测量病人软组织 3' 的温度可以用于例如更好地控制诸如热处理的局部处理,例如,采用聚集超声波(HIFU)或射频波(RF 消融)的处理。

[0312] 值得注意的是,上述温度可以是在两个时间上的第一和第二温度之间的差异。在这种情况下,装置 1 可以传输相关温度的数值,即,在参考状态(即,在热处理之前)和当前状态(即,在热处理过程中)之间温度变化的数值。

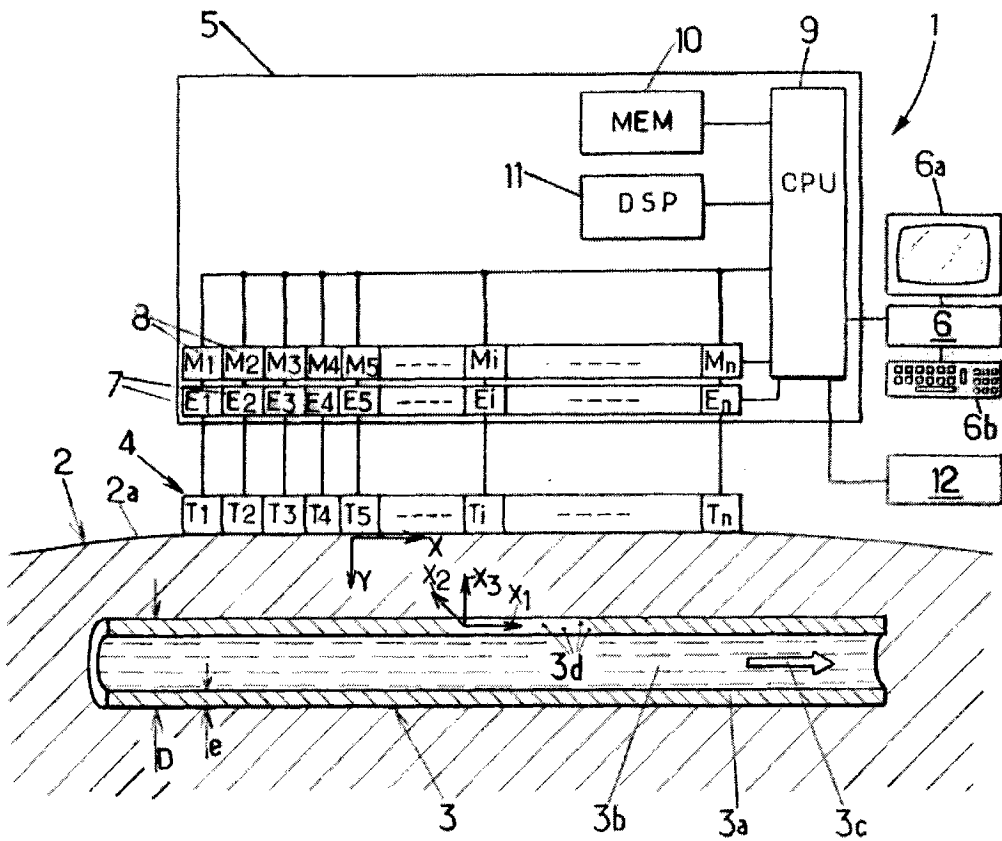


FIG. 1.

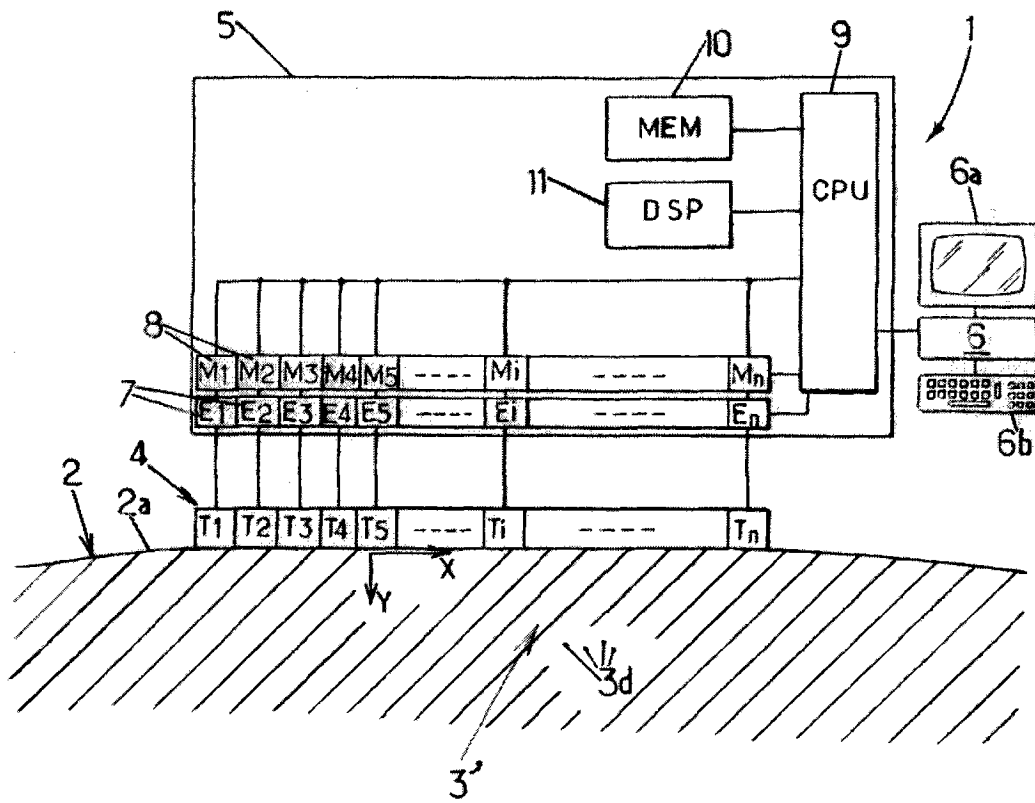


FIG. 2.

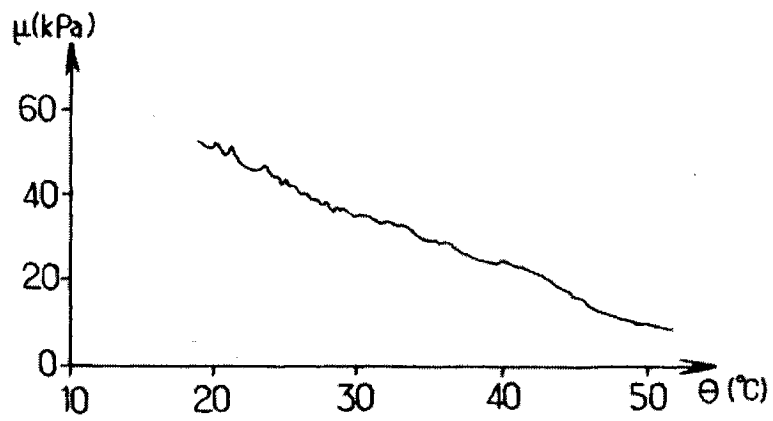


FIG. 3.

专利名称(译)	通过传播剪切波来测量哺乳动物软组织物理参数的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102724917A</a>	公开(公告)日	2012-10-10
申请号	CN201080045140.0	申请日	2010-05-05
[标]申请(专利权)人(译)	超声成像公司 国家科学研究中心 法国国家健康和医学研究院 巴黎狄德罗大学(巴黎七大)		
申请(专利权)人(译)	超声成像 国家科学研究中心 法国国家健康和医学研究院 巴黎狄德罗大学(巴黎七大)		
当前申请(专利权)人(译)	超声成像 国家科学研究中心 法国国家健康和医学研究院 巴黎狄德罗大学(巴黎七大)		
[标]发明人	马修佩诺特 迈克尔坦特 马修库阿德 金卢克根尼松 马赛阿斯芬克		
发明人	马修·佩诺特 迈克尔·坦特 马修·库阿德 金-卢克·根尼松 马赛阿斯·芬克		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/021 G01N29/00 A61B5/00 A61B8/08 A61B18/02 A61B18/18		
CPC分类号	G01N2291/02491 A61B8/485 G01N2291/044 G01N2291/02827 A61B5/02007 A61B18/18 A61B5/021 G01N29/0672 A61B5/015 G01N2291/0422 G01N2291/02475 A61B8/00 G01N2291/106 A61B18/0206 A61B5/0048 A61B8/08		
优先权	12/533546 2009-07-31 US		
其他公开文献	CN102724917B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

用于测量哺乳动物软组织的物理参数的方法，其中，机械剪切波通过软组织传播并且传播的观测可以确定剪切波传播参数的数值。基于这些参数所计算的物理参数是在软组织的温度下承受血压的软组织(血管)弹性的非线性参数。

