



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107647887 B

(45)授权公告日 2019.09.17

(21)申请号 201710842214.7

(22)申请日 2017.09.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107647887 A

(43)申请公布日 2018.02.02

(73)专利权人 聂西凉

地址 湖北省武汉市江岸区工农兵路18号长
江委上滑坡危旧房改造1栋8层4室

(72)发明人 聂西凉

(74)专利代理机构 北京方韬法业专利代理事务
所(普通合伙) 11303

代理人 马丽莲

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 101864136 A,2010.10.20,全文.

CN 102599938 A,2012.07.25,全文.

CN 106725609 A,2017.05.31,全文.

CN 103300891 A,2013.09.18,全文.

US 2011/0306881 A1,2011.12.15,全文.

审查员 李慧

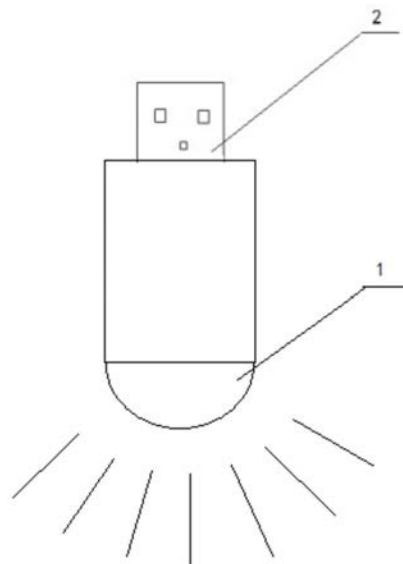
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

人体组织准弹性系数和准弹性系数变化的
测定方法及设备

(57)摘要

本发明公开了一种人体组织准弹性系数的测定方法,采用simpl ex优化法来确定人体组织准弹性系数,并且将三维的九个弹性系数减少到三个准弹性系数(如是二维超声波病人治疗计划或探测,将四个弹性系数减少到两个准弹性系数),节省了计算时间;本发明还提供了一种基于上述准弹性系数测定方法的人体组织准弹性测定方法,采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况,彻底改变了对超声波图像精度依赖的弹性图像仪的缺陷,通过测定上述相对变化情况,可精确确定人体组织结构的变化;另外,本发明还提供了一种与上述人体组织准弹性系数测定配套的超声波探测器或探测设备,无需价格昂贵的成像设备,使其价格较低,这样本专利的探测仪可以为大众接受,适于大众推广应用。



1. 一种人体组织准弹性系数的测定方法,其特征在于,基于如下公式(1)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数:

$$T=E_{XX} \Delta X+E_{YY} \Delta Y+E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

公式(1)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织弹性系数,即准弹性系数, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移;

具体为:

(1) 先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

(2) 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ,计算得到一个新的张力;

(3) 继续做下去直到 T_n-T_{n-1} 趋于零,就获得了人体组织准弹性系数的值。

2. 根据权利要求1所述的人体组织准弹性系数的测定方法,其特征在于,所述三维超声波探测的探测区域的最小划分单元为 $1\text{nm} \times 1\text{nm} \times 1\text{nm}$ 。

3. 一种人体组织准弹性系数的测定方法,其特征在于,基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数:

$$T=E_{XX} \Delta X+E_{YY} \Delta Y \quad (2)$$

公式(2)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移;

具体为:

(1) 先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

(2) 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ,计算得到一个新的张力;

(3) 继续做下去直到 T_n-T_{n-1} 趋于零,就获得了人体组织准弹性系数的值。

4. 根据权利要求3所述的一种人体组织准弹性系数的测定方法,其特征在于,所述二维超声波探测的探测区域的最小划分单元为 $1\text{nm} \times 1\text{nm}$ 。

5. 一种人体组织准弹性系数变化的测定方法,其特征在于,采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况,每次人体组织准弹性系数的测定采用权利要求1-4任一项所述的人体组织准弹性系数的测定方法。

6. 一种权利要求1-4任一项所述的人体组织准弹性系数的测定方法中的专用超声波探测器,其特征在于,所述超声波探测器包括超声波传感器,所述超声波传感器的输出口采用USB输出口形式。

7. 一种超声波探测设备,其特征在于,包括:

超声波传感器,适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器;

一套解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞;

基于如下公式(1)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数:

$$T=E_{XX} \Delta X+E_{YY} \Delta Y+E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

公式(1)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移;

先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ,计算得到一个新的张力;
继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零,就获得了人体组织准弹性系数的值。

8.一种超声波探测设备,其特征在于,包括:

超声波传感器,适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器;
一套解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞;
基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数:

$$T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y \quad (2)$$

公式(2)中: T 为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移;

先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ,计算得到一个新的张力;
继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零,就获得了人体组织准弹性系数的值。

9.根据权利要求7或8任一项所述的超声波探测设备,其特征在于,所述超声波传感器的输出口采用USB输出口形式。

人体组织准弹性系数和准弹性系数变化的测定方法及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及检测领域,特别是涉及一种人体组织准弹性系数和准弹性系数变化的测定方法及设备。本发明也提出了一套基于超声波图像的病人处理计划,基于这种计划,我们每天可以做病人资料计划,可以精确的随着肿瘤尺寸的变化来做病人资料计划。

背景技术

[0002] 目前有通过弹性图像仪(如GE、迈瑞)来测定人体组织的绝对弹性系数,但该类弹性图像仪一般需要价格较贵、精度较高的成像设备,临床上不被医生接受,市场量不大。

[0003] 现有的准弹性系数测定方法,一般是采用三维的九个弹性系数或二维的四个弹性系数来进行测定计算,计算时间较长,而且因为人体组织的绝对弹性是一个很难确定的量,即使可以得到绝对弹性系数,也不容易区分正常组织和病变组织的弹性系数差别(如人体的钙化或良性肿瘤与肿瘤的密度很相似)。

[0004] 由此可见,上述现有的弹性系数测定方法及设备显然仍存在有极大的不便与缺陷,而亟待一个理论突破来解决这个问题。

发明内容

[0005] 本发明要解决的第一个技术问题是提供一种人体组织准弹性系数的测定方法,使其节省计算时间,从而克服现有的弹性系数计算时间长的不足。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明采用如下技术方案:

[0007] 本发明提供了一种人体组织准弹性系数的测定方法,基于如下公式(1)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数:

$$[0008] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y + E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

[0009] 公式(1)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移;

[0010] 具体为:

[0011] (1)先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波(或者二维)探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

[0012] (2)按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ,计算得到一个新的张力;

[0013] (3)继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零,就获得了人体组织准弹性系数的值。

[0014] 作为进一步地改进,所述三维超声波(或者二维)图像的探测区域的最小划分单元为 $1nm \times 1nm \times 1nm$ (对二维 $1nm \times 1nm$)或者更低。

[0015] 本发明还提供了一种人体组织准弹性系数的测定方法,基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定人体组织弹性系数:

$$[0016] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y \quad (2)$$

[0017] 公式(2)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移;

[0018] 具体为：

[0019] (1) 先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点， ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定，计算得到一个张力；

[0020] (2) 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ，计算得到一个新的张力；

[0021] (3) 继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零，就获得了人体组织准弹性系数的值。

[0022] 作为进一步地改进，所述二维超声波图像的探测区域的最小划分单元为 $1nm \times 1nm$ 或者更低。

[0023] 此外，本发明还提供了一种人体组织准弹性系数变化的测定方法，使其对超声波图像精度依赖性彻底脱离，这样这种设计超越了超声波图像仪的物理极限。且根据二次成像法获得的准弹性系数的变化值能够精确区分出人体正常组织和病变组织，从而克服现有的绝对弹性系数测定中不确定性。

[0024] 为解决上述技术问题，本发明采用如下技术方案：

[0025] 一种人体组织弹性系数变化的测定方法，采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况，所述每次人体组织准弹性系数的测定采用上述的人体组织准弹性系数测定方法。

[0026] 本发明还提供了一种上述人体组织准弹性系数的测定方法中的专用超声波探测器，使其无需依赖价格昂贵的超声波图像仪。

[0027] 为解决上述技术问题，本发明采用如下技术方案：

[0028] 一种上述人体组织准弹性系数的测定方法中的专用超声波探测器，所述超声波探测器包括超声波传感器，所述超声波传感器的输出口采用USB输出口形式。

[0029] 本发明还提供了一种超声波探测设备，使其计算时间短、成本低，易于推广使用。

[0030] 为解决上述技术问题，本发明采用如下技术方案：

[0031] 一种超声波探测设备，包括：

[0032] 超声波传感器，适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器；

[0033] 一套全新的解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞，其区分精度可达到甚至超过现有最先进的肿瘤探测器，从而克服了现有最先进的肿瘤探测器的物理极限；

[0034] 基于如下公式(1)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数：

$$[0035] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y + E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

[0036] 公式(1)中： T 为人体组织的张力， E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织准弹性系数， ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移；

[0037] 先放一组假设的准弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点， ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波(或者二维)探测获得的图像密度确定，计算得到一个张力；

[0038] 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ，计算得到一个新的张力；

[0039] 继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零，就获得了人体组织准弹性系数的值。

[0040] 本发明还提供了一种超声波探测设备，包括：

[0041] 超声波传感器，适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器；

[0042] 一套全新的解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞，其区分精度可达到甚至超过现有最先进的肿瘤探测器，从而克服了现有最先进

的肿瘤探测器的物理极限；

[0043] 基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定人体组织准弹性系数：

[0044] $T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y$ (2)

[0045] 公式(2)中： T 为人体组织的张力， E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织弹性系数， ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移；

[0046] 先放一组假设的准弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点， ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定，计算得到一个张力；

[0047] 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ，计算得到一个新的张力；

[0048] 继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零，就获得了组织弹性系数的值。

[0049] 作为进一步地改进，所述超声波传感器的输出口采用USB输出口形式。

[0050] 通过采用上述技术方案，本发明至少具有以下优点：

[0051] (1) 本发明引进了一种新的方式simplex优化法来确定人体组织准弹性系数，并且将三维立体的九个弹性系数减少到三个弹性系数(准弹性系数)，或将二维的四个弹性系数减少到两个弹性系数，节省了计算时间。

[0052] (2) 本发明第一次引进用时间变化准弹性系数(相对准弹性系数)来确定人体组织准弹性系数变化情况，彻底改变了对超声波图像精度依赖的弹性图像仪的缺陷，本发明的探测精度可以到 $1\text{nm} \times 1\text{nm} \times 1\text{nm}$ (对二维 $1\text{nm} \times 1\text{nm}$)，甚至更小的单元 $0.1\text{nm} \times 0.1\text{nm} \times 0.1\text{nm}$ (对二维 $0.1\text{nm} \times 0.1\text{nm}$)。

[0053] (3) 通过采用相对弹性系数，相对于绝对弹性系数，对图像精度依赖低，即使每次得到的准弹性系数不是所测部位的真实弹性系数，也不影响本发明方法的精度，因为本发明用的是相对两次测量值的变化，所测弹性系数的误差在两次测量中抵消，也避免绝对弹性系数测量的数据误差的缺点；另外，采用相对准弹性系数，相对于绝对弹性系数，还能发现人体组织的弹性结构变化情况，为区分正常组织和病变组织提供精确的指导，并且本发明能够探测从肿瘤刚刚发生，这样本设计专利能够检测肿瘤刚刚发生时的病情。

[0054] (4) 本发明的超声波探测器及超声波探测设备，减掉了传统的价格昂贵的成像设备，只需要一个数据输出口进行数据输出即可，使得其市场价可以普及到单个家庭都可接受的程度，一般人体组织准弹性系数的检测在家就可以精确自测了。

附图说明

[0055] 上述仅是本发明技术方案的概述，为了能够更清楚了解本发明的技术手段，以下结合附图与具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。

[0056] 图1是本发明超声波探测器结构示意图；

[0057] 图2是本发明超声波探测设备的结构框图；

[0058] 图3是本发明探测精度示意图。

具体实施方式

[0059] 实施例1：人体组织准弹性系数的测定

[0060] 以人体组织为例，本实施例在人体组织准弹性系数测定中引入了一种新的方式，即采用simplex优化法取得人体组织准弹性系数。针对三维超声波(或者二维)探测该方法

基于如下公式(1)：

$$[0061] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y + E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

[0062] 公式(1)中：T为人体组织的张力， E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织弹性系数， ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移；

[0063] 1、先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点， ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波探测获得的图像密度确定(具体细节属于超声图像识别技术中的公知常识，此处省略)，计算得到一个张力；

[0064] 2、按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ，计算得到一个新的张力；

[0065] 3、按照上述方法继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零，也就是最后得到的两个张力几乎相等，就获得了人体组织的准弹性系数的值。

[0066] 上述准弹性系数的初始值可从6Gpa开始。

[0067] 上述方法的精度是由人体组织探测单位的大小决定，本实施例中将其定到1nmX1nmX1nm(对二维1nmX1nm)，详见附图3。这就是本实施例的精度。这个精度已经是现在CT、MRI、PET的精度。本发明的方法甚至可以将精度提高列0.1nmX0.1nmX0.1nm(对二维0.1nmX0.1nm)，但此时计算时间会很长，临床上不允许，但本方法有提高精度的潜能。

[0068] 针对二维超声波计划式探测该方法基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定组织弹性系数：

$$[0069] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y \quad (2)$$

[0070] 公式(2)中：T为人体组织的张力， E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织准弹性系数， ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移；

[0071] 先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点， ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定，计算得到一个张力；

[0072] 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ，计算得到一个新的张力；

[0073] 继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零，就获得了组织弹性系数的值。

[0074] 实施例2：人体组织准弹性系数变化的测定方法

[0075] 针对人体组织准弹性系数变化的测定，本实施例主要是采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况，每次人体组织准弹性系数的测定采用实施例1中的测定方法。即通过第一次的超声波成像来确定一个人体组织准弹性系数，然后间隔一段时间通过第二次超声波成像来确定另一个人体组织准弹性系数，对比两次的人体组织准弹性系数的变化，通过该人体组织准弹性系数的变化，即可精确区别正常细胞和肿瘤细胞。

[0076] 如对一个肿瘤患者，可以用上述人体组织准弹性系数的测定方法，对病人间隔一个星期(该时间可根据情况自行调整，如果在病人治疗计划中我们可以每天都做超声图像来确定肿瘤在治疗中的变化，这样可以减少对正常细胞的伤害)做上述的两次准弹性系数的测量，如果两次测量的准弹性系数有变化，就说明变化的是肿瘤细胞。由于绝对弹性系数区别肿瘤组织和正常细胞组织是从弹性系数的数值大小来决定，但人体里的组织千奇百怪，就一般人的知识，很难用一个数值就能判断肿瘤或不是肿瘤，但相对准弹性系数就不同，因为肿瘤组织生长很快，如果同一个地方的准弹性系数在一定时间间隔测量，肿瘤部分会有变化，但正常组织(如钙化和良性肿瘤)不会有变化。

[0077] 本发明中需要特别指出的是，由于人体组织弹性系数的变化与诸多因素有关，如

坚持锻炼,肌肉组织的弹性系数会有变化,如人体发生某些病变,如肿瘤、如心脏病或其它类似疾病中,对应的组织的弹性系数也会有变化,即对一个人来说,可以采用本发明的准弹性系数变化的测定方法进行准弹性系数的变化测定,但测定结果并不一定意味着存在某种疾病,或存在某种特定的疾病。但这种变化可以预示某种病变结构的开始,本发明的上述方法具有精确的指导意义。

[0078] 实施例3一种超声波探测器

[0079] 本实施例提供了一种上述人体组织准弹性系数的测定方法中的专用超声波探测器,使其无需依赖价格昂贵的超声波图像仪。配合图1所示,该超声波探测器包括超声波传感器1,超声波传感器1的输出口2采用USB输出口形式。

[0080] 实施例4:一种超声波探测设备

[0081] 配合图2所示,本实施例提供了一种上述准弹性系数测定方法中应用的超声波探测设备。针对三维超声波探测,该设备包括:

[0082] 超声波传感器,适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器;

[0083] 一套全新的解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞,其区分精度可达到甚至超过现有最先进的肿瘤探测器,从而克服了现有最先进的肿瘤探测器的物理极限;

[0084] 基于如下公式(1)采用simplex优化法来测定人体组织弹性系数:

$$[0085] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y + E_{ZZ} \Delta Z \quad (1)$$

[0086] 公式(1)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 、 E_{ZZ} 是三个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 是人体组织加了压力以后的位移;

[0087] 1、先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 、 E_{ZZ0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 、 ΔZ 通过三维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

[0088] 2、按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} 和 E_{ZZ} ,计算得到一个新的张力;

[0089] 3、继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零,就获得了人体组织弹性系数的值。

[0090] 针对二维超声波计划式探测,该设备包括:

[0091] 超声波传感器,适用于获得组织图像密度并通过输出口传送给处理器;

[0092] 一套全新的解析人体组织的准弹性系数的变化图像软件来精确区分正常细胞和肿瘤细胞,其区分精度可达到甚至超过现有最先进的肿瘤探测器,从而克服了现有最先进的肿瘤探测器的物理极限;

[0093] 基于如下公式(2)采用simplex优化法来测定组织弹性系数:

$$[0094] \quad T = E_{XX} \Delta X + E_{YY} \Delta Y \quad (2)$$

[0095] 公式(2)中:T为人体组织的张力, E_{XX} 、 E_{YY} 是两个主要的人体组织弹性系数, ΔX 、 ΔY 是人体组织加了压力以后的位移;

[0096] 先放一组假设的弹性系数 E_{XX0} 、 E_{YY0} 作为输入点, ΔX 、 ΔY 通过二维超声波探测获得的图像密度确定,计算得到一个张力;

[0097] 按simplex优化法调整 E_{XX} 、 E_{YY} ,计算得到一个新的张力;

[0098] 继续做下去直到 $T_n - T_{n-1}$ 趋于零,就获得了人体组织弹性系数的值。

[0099] 由于上述超声波传感器的输出口无需接成像设备,所以其输出口可采用USB输出口形式。

[0100] 与现有常规方法类似,在每次准弹性系数的测定中,超声波探测设备需进行两次测量,第一次纯超声波探测设备,第二次在超声波探测设备上装水袋(或者任何能够产生压力的方法)使得探测设备产体积膨胀加压力。这样就可根据超声波的密度变化测量组织的位移。simplex每一个点具体计算时时间是大约十几秒。具体过程在前面已详述。

[0101] 综上所述,本发明的一种人体组织准弹性系数的测定方法,采用simplex优化法来确定人体组织准弹性系数,并且将三维的九个弹性系数减少到三个弹性系数(准弹性系数)或将二维的四个弹性系数减少到两个弹性系数(准弹性系数),节省了计算时间;基于上述准弹性系数测定方法的人体组织准弹性系数变化的测定方法,采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况,彻底改变了对超声波图像精度依赖的弹性图像仪的缺陷,通过测定上述相对变化情况,可对疾病有精确的指导意义;另外,与上述人体组织准弹性系数测定配套的超声波探测器或探测设备,无需价格昂贵的成像设备,使其价格较低,大众接受度高,适于推广应用。以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,本领域技术人员利用上述揭示的技术内容做出些许简单修改、等同变化或修饰,均落在本发明的保护范围内,另外,基于本发明原理的病人治疗计划也应落在本发明的保护范围内。

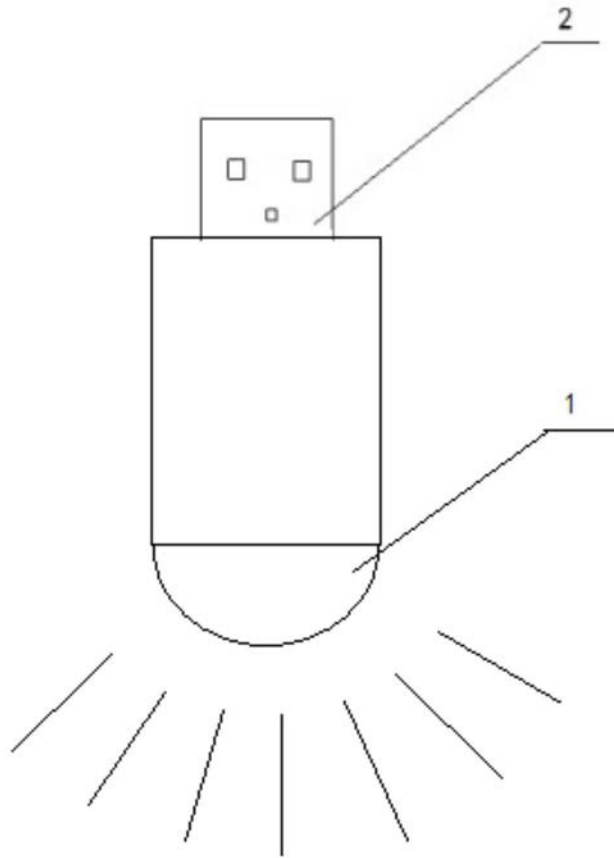


图1

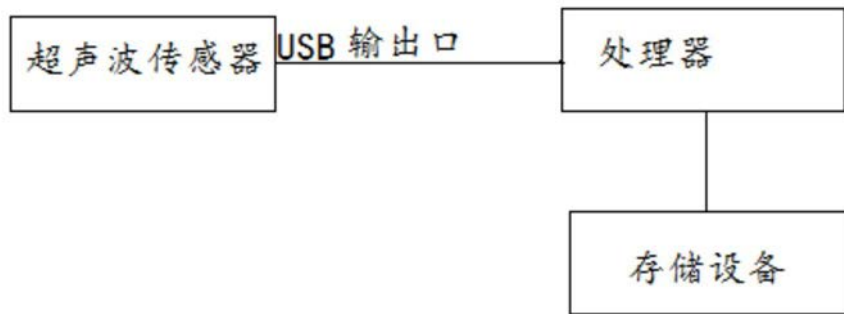


图2

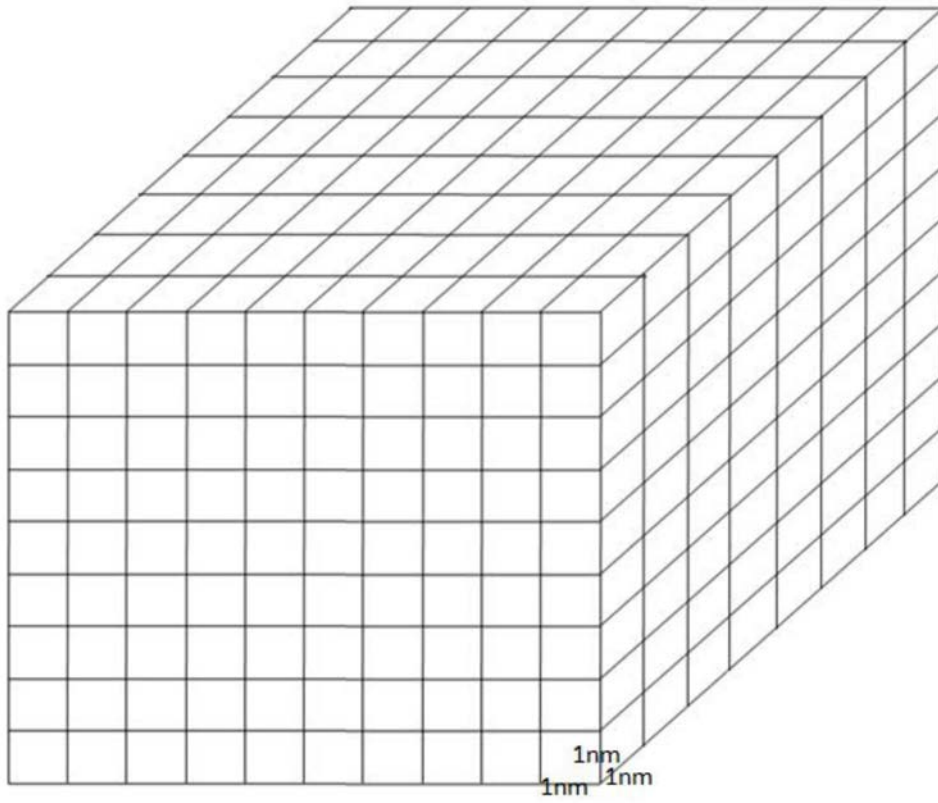


图3

专利名称(译)	人体组织准弹性系数和准弹性系数变化的测定方法及设备		
公开(公告)号	CN107647887B	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN2017110842214.7	申请日	2017-09-18
[标]发明人	聂西凉		
发明人	聂西凉		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/485		
审查员(译)	李慧		
其他公开文献	CN107647887A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种人体组织准弹性系数的测定方法，采用simpl ex优化法来确定人体组织准弹性系数，并且将三维的九个弹性系数减少到三个准弹性系数(如是二维超声波病人治疗计划或探测，将四个弹性系数减少到两个准弹性系数)，节省了计算时间；本发明还提供了一种基于上述准弹性系数测定方法的人体组织准弹性测定方法，采用二次成像法来测定人体组织准弹性系数的相对变化情况，彻底改变了对超声波图像精度依赖的弹性图像仪的缺陷，通过测定上述相对变化情况，可精确确定人体组织结构的变化；另外，本发明还提供了一种与上述人体组织准弹性系数测定配套的超声波探测器或探测设备，无需价格昂贵的成像设备，使其价格较低，这样本专利的探测仪可以为大众接受，适于大众推广应用。

