

[51] Int. Cl.
A61B 8/15 (2006.01)



[21] 申请号 200810122836.3

[43] 公开日 2008 年 12 月 10 日

[11] 公开号 CN 101317775A

[22] 申请日 2008.7.1

[21] 申请号 200810122836.3

[71] 申请人 徐州雷奥医疗设备有限公司

地址 221100 江苏省铜山县铜山经济开发区
北京 12 号路雷奥科技园

[72] 发明人 刘尊亮

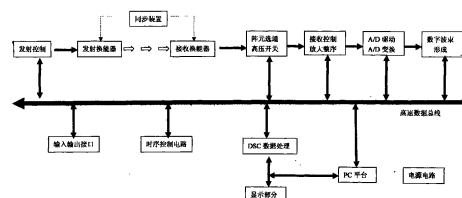
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称

一种新的超声医学成像方法

[57] 摘要

本发明公开了一种利用透射法的超声医学成像方法，作为一种新的超声医学成像方法，它是基于PC平台实现的全数字化超声医学成像装置。具体包括同步装置、发射控制部分、超声发射换能器、超声接收换能器、阵元选通高压控制部分、接收控制放大整序部分、A/D驱动及转换部分、数字波束形成部分、DSC数据处理部分、显示单元、PC平台、电源单元等部分。它是利用声速和声衰减等参变量，采用类似CT测量方式及其成像算法的医学成像技术；所述的测量方式是由被测体两侧处于共轴的一个超声发射器探头和一个超声接收器探头装置实现；所述的成像算法是用代数重建法或反投影技术法来重建图像。本发明的有益效果是：具有数字化重建的图像清晰，对人体无辐射，成本低等优点。



1、一种新的超声医学成像方法，其特征在于：它是基于 **PC** 平台实现的全数字化超声医学成像装置，具体组成装置及控制单元包括同步装置、发射控制部分、超声发射换能器、超声接收换能器、阵元选通高压控制部分、接收控制放大整序部分、**A/D** 驱动及转换部分、数字波束形成部分、**DSC** 数据处理部分、显示单元、**PC** 平台、电源单元部分。

2、根据权利 1 所述的一种新的超声医学成像方法，其特征在于：该方法是利用超声波透射法进行超声医学成像。

3、根据权利 1 所述的一种新的超声医学成像方法，其特征在于：所述成像是采用两个超声换能器探头，其中一个发射超声波，另一个接收超声波。

4、根据权利 1 所述的一种新的超声医学成像方法，其特征在于：所述成像是应用 **CT** 测量方式及其成像算法得出超声医学成像。

5、根据权利 1 所述的一种新的超声医学成像方法，其特征在于：它是基于通用 **WINDOWS** 操作系统 **PC** 平台实现的全数字化超声医学成像。

6、根据权利 1 所述的一种新的超声医学成像方法，其特征在于：它是使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像。

一种新的超声医学成像方法

技术领域

本发明属于超声医学应用领域，采用类似 CT 超声透射法方式及其成像算法得出超声医学成像，尤其是一种新的超声医学成像方法。

背景技术

超声医学成像是四大临床成像技术之一，是医疗单位临床诊断的重要手段。传统的超声医学成像是采用反射法，即用一个超声探头，在外接激励信号下，先进行发射，接着进行接收，进行扫描断层成像，在 20 世纪末，用于头部和全身的 X 线扫描断层成像（X—CT）的问世，给医学诊断开创了具有划时代意义的新篇章，但 X 线对人体有损伤，需要超高电压供电。由此，一种新的超声医学成像方法便应运而生了。

发明内容

本发明的目的是针对现有超声成像技术的不足，提供一种新的超声医学成像方法。它是利用类似 X-CT 的测量方式和成像算法原理，进而采用超声透射法方式及其成像算法得出超声医学成像，该方法在测量使用过程中，不仅具有操作简捷，而且数字化重建出肌体断面影像有着 X-CT 的清晰成像效果，以及制造与使用成本低廉、并对人体无辐射。

本发明的技术方案是：一种新的超声医学成像方法，其特征是：它是基于 PC 平台实现的全数字化超声医学成像装置，具体装置包括同步装置、发射控制部分、超声发射换能器、超声接收换能器、阵元选通高压控制部分、接收控制放大整序部分、A/D 驱动及转换部分、数字波束形成部分、DSC 数据处理部分、显示单元、PC 平台、电源单元等部分。所述新的超声医学成像方法它是利用超声波透射法进行超声医学成像；利用声速和声衰减等参变量，采用类似 CT 测量方式及其成像算法的医学成像技术；所述的测量方式是由被测体两侧处于共轴的一个超声发射器探头和一个超声接收器探头装置实现；所述的成像方法它是基于通用 WINDOWS 操作系统 PC 平台实现的全数字化超声医学成像。所述的成像算法是用代数重建法或反投影技术法来重建图像。

其中，同步装置能使共轴的发射换能器和接收换能器沿着一条直线扫描，取得切面内的投影数据，然后这对发射和接收换能器组在同一平面内旋转一个角度，再作直线扫描，取得这个视角的投影数据，如此继续下去，取得足够多的数据后，由计算

机系统把这些信息组合起来，象 X-CT 一样，使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像。

发射控制部分由脉冲产生、脉冲排序、电平转换、发射驱动和发射通道选通控制处理器组成。

阵元选通高压控制部分包括收发隔离电路、接收选通电路、前置放大电路部分。

接收控制放大整序部分包括整序电路、对折电路、整序控制电路和 TGC 放大电路。

A/D 驱动 A/D 变换部分包括增益控制放大电路、均匀采样电路等。

数字波束形成部分是区别于传统模拟超声系统的重要方面，传统模拟超声系统波束形成顺序为延时=〉求和=〉检波=〉采样（DSDS），基于数字处理技术的超声波束形成顺序为采样=〉延时=〉求和=〉检波（SDSD），包括数字延迟聚焦电路、变迹求和电路。数字延迟聚焦由 A/D 变换器采样时钟确定，为了提高数字聚焦精度，采用一个 A/D 采样时钟间隔，为了进一步减小数字延迟的间隔，采用数字内插处理电路。

DSC 数据处理部分的核心是 DSC 算法实现：DSC 工作时，首先由显示坐标系统产生图像显示区的 x, y 坐标（与行、场扫描同步），再变换为探头所处的 μ, v 坐标，最后变换为极坐标 r, θ 。由 r, θ 值即可从 γ, θ 存储器（也称帧存储器）中读取存储的回波信号值，但极坐标系统中的一个采样值与 x, y 坐标系统中的像素点一般是不重合的，所以必须由计算机算出的 γ, θ 值的误差（即小数部分）经插值来计算实际 x, y 坐标上的像素值。从 x, y 坐标产生到转换为 γ, θ 及其误差，通过双线性插值，需经很多计算环节，要产生很多延迟，在软件设计时采取相关措施，消除了延迟的影响。

双线性插值原理可用图 3 说明。超声扫描按等角度增量均匀分布，各扫描线上的采样点按等间隔均匀分布，在 x, y 坐标系统中的任一显示像素点 P ，必须找到最邻近的四个采样点 $S_{m,n}, S_{m+1,n}, S_{m,n+1}$ 和 $S_{m+1,n+1}$ ，其中 n 表示径向第 n 个采样点， m 表示在 θ 方向上第 m 条线， m 和 n 就是 μ, v 到 γ, θ 变换输出的 R, θ 地址的整数部分，而 Re 和 Ae 为 R, θ 地址的小数部分，由图可得以下计算式：

$$A = S_{m,n}(1-Re) + S_{m,n+1}.Re$$

$$B = S_{m+1,n}(1-Re) + S_{m+1,n+1}.Re$$

$$P = A(1-Ae) + B.Ae$$

$$= S_{m,n}(1-Re)(1-Ae) + S_{m,n+1}.Re(1-Ae)$$

$$+ S_{m+1,n}(1-Re).Ae + S_{m+1,n+1}.Re.Ae$$

xy 到 uv 坐标系统的变换，实际上就是从显示系统与探头成像系统的变换，可用如下图 4 所示来说明。

输入输出接口包括视频接口、USB 接口、串行接口、并行接口、网络接口和操作控制键盘。

时序控制电路部分保证系统发射接收时序同步。

PC 平台用户接口以 PC 工业标准与系统连接，用户通过计算机人机接口控制系统的工作，图像处理软件包使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像。

显示部分采用高分辨率图像显示器，显示超声图像，供医师用于临床诊断。

电源部分用于提供整机所需的各路稳压电源。

本发明方法是利用超声波在人体肌体组织内传播时，会根据肌体的不同组织，对超声波的能量吸收不同。具体是当超声波遇到肌体的不同组织时，会发生不同程度的透射、衍射、折射和反射，从而穿过肌体的声速、声衰减会发生变化，到达肌体另一侧后的超声波，具有空间分布的不同超声波能量被阵元接收换能器接收，经后续系统信号处理电路和数字成像算法得出的数字量大小就不同，从而就会得出明暗不同的灰度断面成像。其测量方式及算法类似于 CT 原理，再现肌体断面的成像效果也与 CT 相差无几。

本发明具有的优点是：1：选用了新的成像工作参量（如声速、声衰减等），可获得人体组织结构与状态的其它信息；2：给出了人体断面声速或声衰减的定量空间分布，为定量诊断开拓了新途径；3：与 X-CT 相比，造价成本低，更重要的是在辐射安全上占有绝对优势；4：可用于测量人体内与声波有关的其它物理量，如在超声治疗中用于体内无损测温等。

附图说明

下面结合附图及实施例对本发明作进一步说明。

图 1 是本发明的系统模块及控制单元组成框图；

图 2 是本发明的同步测量装置示意图；

图 3 是本发明模块单元中 DSC 成像算法的双线性插值原理示意图；

图 4 是本发明模块中 DSC 成像算法的 xy 到 uv 坐标系统变换图。

图中，1.发射探头，2.接收探头。

具体实施方式

参照图 1 中所示的系统组成框图，它标示出本发明装置中各功能模块及控制单元间的信号流程。它是基于 PC 平台实现的全数字化超声医学成像装置，具体装置包括同步装置、发射控制部分、超声发射换能器、超声接收换能器、阵元选通高压控制部分、接收控制放大整序部分、A/D 驱动及转换部分、数字波束形成部分、DSC 数据处理部分、显示单元、PC 平台、电源单元等部分。

参照图 2 所示，它能使共轴的发射换能器和接收换能器沿着一条直线扫描，取得

切面内的投影数据,然后这对发射和接收换能器组在同一平面内旋转一个角度,再作直线扫描,取得这个视角的投影数据,如此继续下去,取得足够多的数据后,由计算机系统把这些信息组合起来,像 X-CT 一样,使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像。具体机理是:它是由一对处于共轴的超声波发射探头和超声波接收探头置于被测体的两侧,且发射头和接收头相向,两者的间距及转向可由调节机构装置进行调节。测量中,由发射探头发发出超声波,发出的超声波遇到肌体的不同组织,其吸收和透过的超声波能量会不同,透过肌体组织后的超声波声速和声衰减就会发生变化,经接收换能器探头接收后,相应阵元换能的模拟信号量大小就会不同,经后续信号处理单元和成像算法单元得到的数字量大小会不同,最终就会重建出肌体断面的不同影像灰度。如此继续下去,在不同方位转动这对处于共轴的收发换能器探头,分别取得肌体的不同断面成像,从而达到类似 X-CT 的测量方式和断面成像效果。

系统流程图中的其它模块和控制单元功能实施如下:

同步装置能使共轴的发射换能器和接收换能器沿着一条直线扫描,取得切面内的投影数据,然后这对发射和接收换能器组在同一平面内旋转一个角度,再作直线扫描,取得这个视角的投影数据,如此继续下去,取得足够多的数据后,由计算机系统把这些信息组合起来,象 X-CT 一样,使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像。

发射控制部分由脉冲产生、脉冲排序、电平转换、发射驱动和发射通道选通控制处理器组成。

阵元选通高压控制部分包括收发隔离电路、接收选通电路、前置放大电路部分。

接收控制放大整序部分包括整序电路、对折电路、整序控制电路和 TGC 放大电路。

A/D 驱动 A/D 变换部分包括增益控制放大电路、均匀采样电路等。

数字波束形成部分是区别于传统模拟超声系统的重要方面,传统模拟超声系统波束形成顺序为延时 $\Rightarrow$ 求和 $\Rightarrow$ 检波 $\Rightarrow$ 采样(DSDS),基于数字处理技术的超声波束形成顺序为采样 $\Rightarrow$ 延时 $\Rightarrow$ 求和 $\Rightarrow$ 检波(SDSD),包括数字延迟聚焦电路、变迹求和电路。数字延迟聚焦由 A/D 变换器采样时钟脉冲确定,为了提高数字聚焦精度,采用一个 A/D 采样时钟间隔,为了进一步减小数字延迟的间隔,采用数字内插处理电路。

DSC(数字扫描变换)单元数据处理部分的核心是 DSC 算法实现:如附图 4 所示,DSC 工作时,首先由显示坐标系统产生图像显示区的 x, y 坐标(与行、场扫描同步),再变换为探头所处的 μ, v 坐标,最后变换为极坐标 r, θ 。由 r, θ 值即可从 γ, θ 存储器(也称帧存储器)中读取存储的回波信号值,但极坐标系统中的一个采样值与 x, y 坐标系统中的像素点一般是不重合的,所以必须由计算机算出的 γ, θ 值

的误差（即小数部分）经插值来计算实际 x, y 坐标上的像素值。从 x, y 坐标产生到转换为 γ, θ 及其误差，通过双线性插值，需经很多计算环节，要产生很多延迟，在软件设计时采取相关措施，消除了延迟的影响。

双线性插值原理可用图 3 说明：超声扫描按等角度增量均匀分布，各扫描线上的采样点按等间隔均匀分布，在 x, y 坐标系统中的任一显示像素点 P ，必须找到最邻近的四个采样点 $S_{m,n}, S_{m+1,n}, S_{m,n+1}$ 和 $S_{m+1,n+1}$ ，其中 n 表示径向第 n 个采样点， m 表示在 θ 方向上第 m 条线， m 和 n 就是 μ, v 到 γ, θ 变换输出的 R, θ 地址的整数部分，而 Re 和 Ae 为 R, θ 地址的小数部分，由图可得以下计算式：

$$A = S_{m,n}(1-Re) + S_{m,n+1}.Re$$

$$B = S_{m+1,n}(1-Re) + S_{m+1,n+1}.Re$$

$$P = A(1-Ae) + B.Ae$$

$$= S_{m,n}(1-Re)(1-Ae) + S_{m,n+1}.Re(1-Ae)$$

$$+ S_{m+1,n}(1-Re).Ae + S_{m+1,n+1}.Re.Ae$$

xy 到 uv 坐标系统的变换，实际上就是从显示系统与探头成像系统的变换，可用如下图 4 所示来说明：

输入输出接口包括视频接口、USB 接口、串行接口、并行接口、网络接口和操作控制键盘；

时序控制电路部分可保证系统发射和接收时序同步；

PC 平台用户接口以 PC 工业标准与系统连接，用户通过计算机人机接口控制系统的工作，图像处理软件包使用代数重建法或反投影技术法来重建超声影像；

显示部分采用高分辨率图像显示器，显示超声图像，供医师用于临床诊断；

电源部分用于提供整机所需的各路稳压电源。

测量实施过程中，系统各功能模块和控制单元间协同工作，其信号流程如附图 1 所示。控制单元部分采用 FPGA 处理芯片，64 位宽总线作为各功能模块及控制单元间的信息联络通道，采用并行数据处理技术。因此，其数据单元的 A/D 转换及运算处理速度随之大大提高；同时，电源部分耐波纹电压高，整机性能稳定和结构紧凑。总之，本发明装置在测量使用过程中，不仅具有操作简捷，而且数字化重建出肌体断面影像有着 CT 的清晰成像效果，以及制造与使用成本低廉、并对人体无辐射方面的优点。

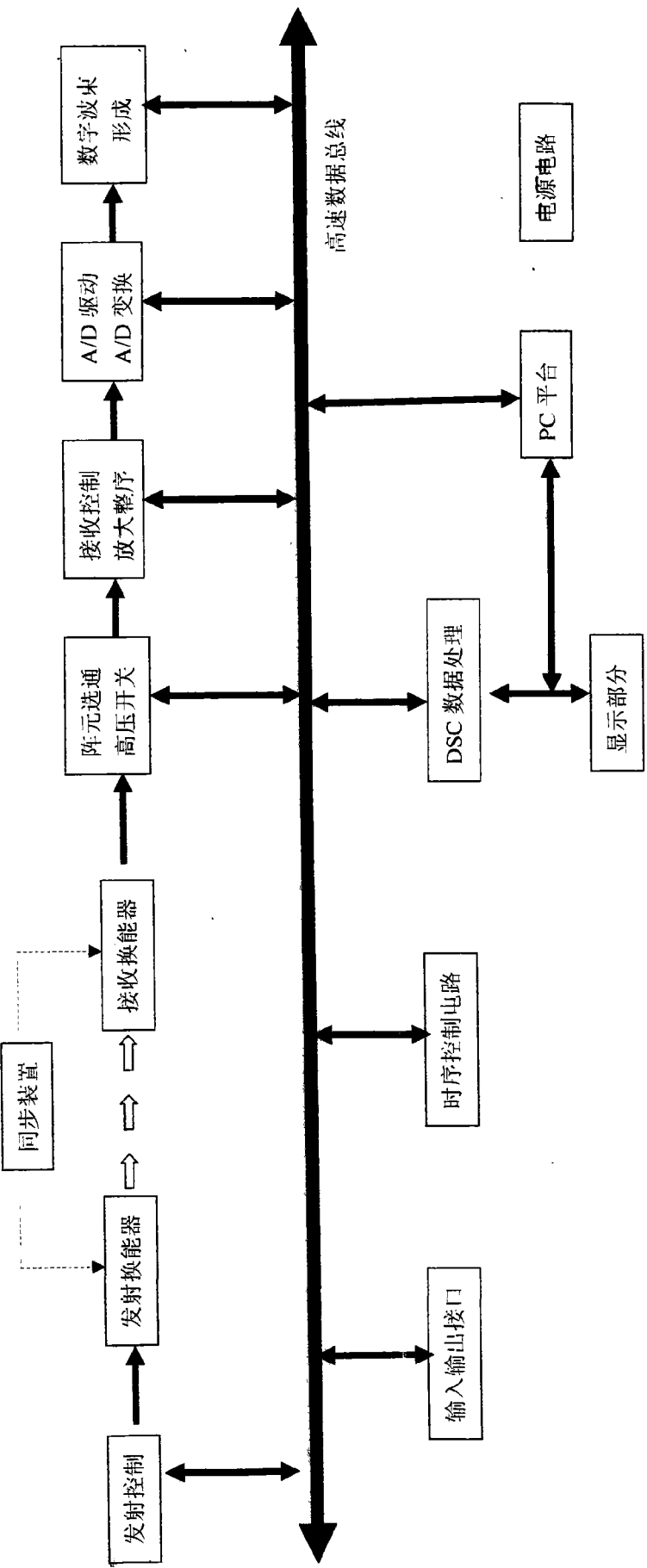


图 1

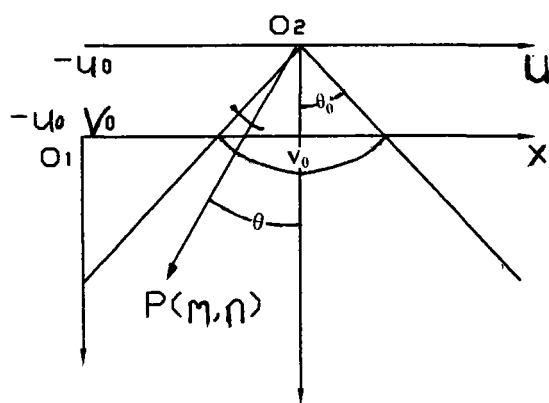


图 4

专利名称(译)	一种新的超声医学成像方法		
公开(公告)号	CN101317775A	公开(公告)日	2008-12-10
申请号	CN200810122836.3	申请日	2008-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	徐州雷奥医疗设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	徐州雷奥医疗设备有限公司		
[标]发明人	刘尊亮		
发明人	刘尊亮		
IPC分类号	A61B8/15		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种利用透射法的超声医学成像方法，作为一种新的超声医学成像方法，它是基于PC平台实现的全数字化超声医学成像装置。具体包括同步装置、发射控制部分、超声发射换能器、超声接收换能器、阵元选通高压控制部分、接收控制放大整序部分、A/D驱动及转换部分、数字波束形成部分、DSC数据处理部分、显示单元、PC平台、电源单元等部分。它是利用声速和声衰减等参变量，采用类似CT测量方式及其成像算法的医学成像技术；所述的测量方式是由被测体两侧处于共轴的一个超声发射器探头和一个超声接收器探头装置实现；所述的成像算法是用代数重建法或反投影技术法来重建图像。本发明的有益效果是：具有数字化重建的图像清晰，对人体无辐射，成本低等优点。

