



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101563035 B

(45) 授权公告日 2012.08.08

(21) 申请号 200780047406.3

A61B 8/08(2006.01)

(22) 申请日 2007.12.19

G01S 7/52(2006.01)

(30) 优先权数据

60/870,713 2006.12.19 US

(56) 对比文件

CN 1650794 A, 2005.08.10,

CN 1575770 A, 2005.02.09,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.06.19

SIMON Claudio ET AL. Motion compensation algorithm for non-invasive two-dimensional temperature estimation using diagnostic pulse-echo ultrasound. 《PROCEEDINGS OF SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING》. 1998, 第 3249 卷 182-192.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2007/055231 2007.12.19

(87) PCT申请的公布数据

W02008/075299 EN 2008.06.26

审查员 王锐

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·伯彻

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 龚海军 刘红

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006.01)

G01N 21/17(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

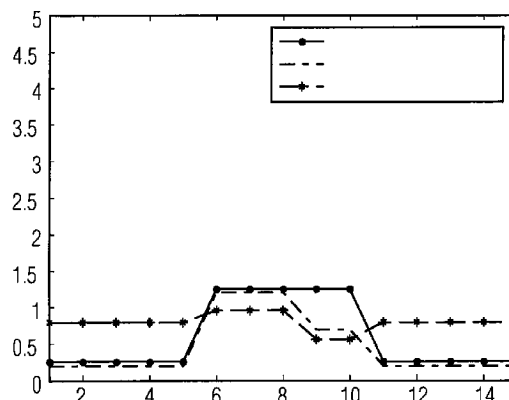
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

组合光声和超声成像系统

(57) 摘要

本发明提供适合于同时显示相同对象的光声和超声图像的系统。图像组合器能够在生成组合图像之前执行对这两个图像的空间和时间内插。组合图像然后被显示在诸如 LCD 或 CRT 之类的显示器上。该系统能够使用从超声数据中获得的运动估计以增强光声图像,由此提高其明显的帧速率、重合相邻帧以便减少伪像。该系统能够生成组合超声和光声图像,它们在空间上和时间上重合。



1. 一种成像系统,包括:
 - (a) 用于生成光声信号的装置;
 - (b) 至少第一换能器,其适合于:(i) 传送超声波;(ii) 接收从所述超声波生成的超声信号;和(iii) 接收从所述光声信号装置生成的光声信号;
 - (c) 运动估计器,其适合于基于所述超声信号估计运动;和
 - (d) 图像组合器,其适合于接收并组合分别从所述接收到的超声、光声信号和所述运动估计器生成的超声数据、光声数据和运动估计器数据并对运动进行校正以生成至少光声图像。
2. 一种组合成像系统,包括:
 - (a) 用于生成光声信号的装置;
 - (b) 至少第一换能器,其适合于:(i) 传送超声波;(ii) 接收从所述超声波生成的超声信号;和(iii) 接收从所述光声信号装置生成的光声信号;
 - (c) 运动估计器,其适合于基于所述超声信号估计运动;和
 - (d) 图像组合器,其适合于接收并组合分别从所述接收到的超声、光声信号和运动估计器生成的超声数据、光声数据和运动估计器数据并对运动进行校正以生成组合图像。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述组合图像由帧缓冲器接收,该帧缓冲器适合于:(i) 存储从所述图像组合器生成的组合图像输出;以及(ii) 将该组合图像传送到显示装置和/或数据存储装置。
4. 根据权利要求2所述的系统,其中所述光声信号装置由适合于在样品内生成光声信号的照射系统实现。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中所述照射系统由能量波束表征。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中该能量波束是激光。
7. 根据权利要求3所述的系统,其中所述显示装置是从由LCD和CRT组成的组中选择的,并且所述数据存储装置是从由打印机、硬盘、致密盘和闪存驱动器组成的组中选择的。
8. 根据权利要求3所述的系统,其中所述帧缓冲器适合于以大约55Hz的速率传送一系列组合图像。
9. 根据权利要求3所述的系统,其中所述接收到的超声信号由超声波束形成器进行波束形成以生成一系列射频信号。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中所述射频信号的至少一部分由运动估计器接收,并且剩余部分通过超声扫描变换器以生成适合于由所述图像组合器接收的超声图像。
11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述运动估计器适合于生成将由图像组合器接收的补偿信号。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述图像组合器适合于以大约55Hz的速率接收超声图像。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中所述运动估计器适合于基于所述接收到的超声信号和超声图像而生成补偿信号。
14. 根据权利要求3所述的系统,其中所述接收到的光声信号通过适合于生成光声图像的光声扫描变换器以由图像组合器接收。
15. 根据权利要求14所述的系统,其中所述图像组合器适合于以大约10Hz的速率接收

光声图像信号。

16. 根据权利要求 10 所述的系统,其中所述运动估计器适合于基于射频信号的所述部分而估计对象的运动和变形。

17. 根据权利要求 2 所述的系统,其中以脉冲多普勒模式生成所述超声信号。

18. 根据权利要求 3 所述的系统,其中所述图像组合器适合于生成将被传送到所述帧缓冲器的组合帧的序列,该组合帧的序列包含由接收到的超声信号产生的数据和由接收到的光声信号产生的数据。

19. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述图像组合器适合于对所述接收到的光声信号执行空间和 / 或时间内插和重采样。

20. 根据权利要求 19 所述的系统,其中所述图像组合器适合于基于至少一个超声图像和至少一个光声图像的像素值的组合而生成输出帧。

21. 根据权利要求 3 所述的系统,其中该显示装置适合于允许不同的图像空间地重合,以便能够识别每个图像中的对应的解剖特性。

22. 根据权利要求 3 所述的系统,其中所述显示装置适合于以从由下列选项组成的组中选择的显示选项而显示图像:只显示光声图像、显示彼此紧挨着的光声图像和超声图像、将光声图像覆盖在超声图像上、使用多普勒信息以选择显示哪些光声像素、以及组合多普勒和光声氧合信息。

23. 组合样品的图像的方法,包括:

- (a) 使用适合于生成光声信号的照射系统照射样品;
- (b) 使用适合于接收超声信号和光声信号的超声传送装置将超声波传送到所述样品;
- (c) 经由超声成像装置从接收到的超声信号的一部分生成至少一个超声图像;
- (d) 经由运动估计器从所述接收到的超声信号的剩余部分生成运动估计;
- (e) 经由光声成像装置从所述接收到的光声信号生成至少一个光声图像;以及
- (f) 在适合于将组合图像传送到显示装置的图像组合器中组合超声图像、运动估计和光声图像以及对运动进行校正。

24. 一种组合成像系统,包括:

- (a) 用于生成光声信号的装置;
- (b) 至少第一换能器,适合于传送超声波;
- (c) 至少第二换能器,适合于:(i) 接收从所述超声波生成的超声信号;和(ii) 接收从所述光声信号装置生成的光声信号;
- (c) 运动估计器,适合于基于所述超声信号估计运动;和
- (d) 图像组合器,适合于接收并组合分别从所述接收到的超声、光声信号和运动估计器生成的超声数据、光声数据和运动估计器数据并对运动进行校正以生成组合图像。

25. 一种组合成像系统,包括:

- (a) 用于生成光声信号的装置;
- (b) 至少第一换能器,适合于:(i) 传送超声波;(ii) 接收从所述超声波生成的超声信号;和(iii) 接收从所述光声信号装置生成的光声信号;
- (c) 图像组合器,适合于接收并组合从所述接收到的超声和光声信号生成的超声数据和光声数据以生成组合图像,其中所述超声信号由运动估计器接收,该运动估计器适合于

基于所述超声信号估计运动并生成由所述图像组合器接收的运动估计数据以校正运动失真。

组合光声和超声成像系统

技术领域

[0001] 本公开涉及与光声和超声成像相关的系统和方法。

背景技术

[0002] 光声 (PA) 断层摄影是正在出现的医学成像形态。(参见例如, S. Manohar、A. Kharine、J. C. G. van Hespén、W. Steenbergen 和 T. G. vanLeeuwen 的 " The Twente Photoacoustic Mammoscope :System Overviewand Performance," Physics in Medicine and Biology, 卷 50, 第 11 期, 第 2543-2557 页, 2005 年 6 月 ;M. Xu and L. Wang, " Universal back-projectionalgorithm for photoacoustic computer tomography, " Physical Review E, 卷 71, 第 1 期, 第 16706 页, 2005 年)。典型地, 短激光脉冲射向感兴趣的对象 (例如, 人或动物组织)。激光能量被对象内的结构吸收, 从而引起迅速的温度升高和热膨胀。该热膨胀使得超声波传播通过该对象, 在此处, 超声波被位于对象表面上的超声换能器 (transducer) 接收。这些信号可以是波束形成 (beamformed) 的以便产生激光的波长处的对象的吸收的图像。因为激光辐射散射在对象内, 该照射不是强烈聚焦的, 并且图像能够由单个激光脉冲形成。为了提高信噪比 (SNR), 这些图像的若干可以被平均。

[0003] 超声成像是已建立的医学成像形态。图像通过将超声能量的聚焦脉冲发射到身体内而形成。脉冲被身体内的各个结构之间的边界反射。这些反射传播回超声换能器并且然后被波束形成以生成一个 A- 线。每个传送用来形成超声图像的一个线。因此, 超声图像由多个传送形成。

[0004] 近来, 存在这样的兴趣: 结合超声成像来实行光声成像。(J. Niederhauser, M. Jaeger, R. Lemor, P. Weber, 和 M. Frenz, 的 " CombinedUltrasound and Optoacoustic System for Real-Time High-Contrast VascularImaging In Vivo," IEEE Transactions on Medical Imaging, 卷 24, 第 4 期, 第 436-440 页, 2005 年 4 月;) 迄今为止, 这些系统以两种模式操作: 产生光声或者超声图像, 这取决于选择模式, 即便大部分硬件和处理对于这两种类型的成像来说是共有的。

[0005] 研究人员已经描述了这样的系统, 其中来自这两个形态的图像被并排显示。(参见例如, J. Niederhauser, M. Jaeger, R. Lemor, P. Weber, 和 M. Frenz, 的 " Combined Ultrasound and Optoacoustic System forReal-Time High-Contrast Vascular Imaging in Vivo, " IEEE Transactions onMedical Imaging, 卷 24, 第 4 期, 第 436-440 页, 2005 年 4 月)。这样的布置的问题在于其难以识别来源于相同解剖 (anatomical) 结构的两个图像中的特征。

[0006] PA 图像的帧速率由激光的脉冲重复率和 (可能的) 对几个脉冲进行平均以获得足够的信噪比的需要的限制。典型的激光脉冲重复率为 10Hz。这因此是 PA 图像的最大帧速率。进行平均将降低该最大帧速率。这是明显低于超声的速率。对于 10cm 的成像深度和 128 条图像线来说, 超声帧速率典型地为 60Hz。如果以隔行方式获得 PA 图像和超声图像, 那么速率可以被相应地降低。例如, 如果在 10Hz 时获得 PA 图像, 那么超声帧速率将减

少 5Hz 到 55Hz。

[0007] PA 图像相对较低的帧速率可以使得组合不同的 PA 帧变得困难。当几个 PA 帧被平均或以不同波长获得的 PA 帧被比较时,需要该组合。(参见例如, X. Wang, Y. Pang, G. Ku, X. Xie, G. Stoica, 和 L. Wang 的 "Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain," Nature Biotechnology, 卷 21, 第 7 期, 第 803-806 页, 2003 年 7 月;) 正被成像的对象(例如, 人体或小动物)可以在获得这两个帧的时间之间移动。如果该帧正在被平均, 这将降低所得到的图像的空间分辨率。如果所述帧与不同的激光波长对应, 那么该运动将导致重合不良 (misregistration) 和可能的伪像, 如图 1(b) 所示。

[0008] 参考图 1(a) 和 1(b), 显示了由以不同波长 (λ_1 和 λ_2) 获得的 PA 帧的不正确重合 (registration) 所产生的伪像。该图表示图像的横截面。横坐标是像素值。在图 1(a) 中, 两个帧被正确地重合 (register)。两个波长的图像之间的正确率以黑色示出。在图 1(b) 中, 由于在帧之间的时间期间的运动, λ_2 帧已经被运动。该比率现在是不正确的并且在第 4 和第 5 样品处显示了大的伪像值 (artifactual value)。

[0009] 因此, 存在对用于 PA 和超声图像的有效图像组合系统的需要。这些及其它需要由本公开的组件和方法解决和 / 或克服。

发明内容

[0010] 本公开提供用于实时生成光声图像和超声图像的系统和方法。与本公开相关联的示例性成像系统包括: (a) 用于生成光声信号的装置; (b) 至少第一换能器, 其适合于: (i) 发射超声波; (ii) 接收从超声波生成的超声信号; 以及 (iii) 接收从光声信号装置生成的光声信号; (c) 运动估计器, 适合于基于超声信号估计运动; 以及 (d) 图像组合器, 适合于接收并组合从接收到的超声、光声信号和运动估计器生成的超声数据、光声数据和运动估计器数据并对运动进行校正以生成至少光声图像。可以由图像组合器使用运动估计器数据来针对运动校正光声图像。示例性图像组合器适合于接收并组合从接收到的超声和光声信号和运动估计器生成的超声数据、光声数据和运动估计器数据以生成组合图像。

[0011] 在根据本公开的示例性系统中, 组合图像由帧缓冲器接收, 该帧缓冲器适合于: (i) 存储从图像组合器生成的组合图像输出, 以及 (ii) 将该组合图像发送到显示装置。典型地, 光声信号装置由适合于在样品内生成光声信号的照射系统实现。一般地, 照射系统由诸如激光之类的能量波束表征。显示装置可以是典型地被用于医学成像的任何显示系统, 诸如 LCD 或 CRT。

[0012] 在示例性实施例中, 帧缓冲器适合于以大约 55Hz 的速率传送一系列组合图像。典型地, 接收到的超声信号由超声波束形成器进行波束形成以生成一系列射频信号。该射频信号的一部分由运动估计器接收, 并且剩余部分被检测并且穿过超声扫描变换器以生成适合于由图像组合器接收的超声图像。在示例性实施例中, 当仅仅生成 PA 图像时, 所有射频信号由运动估计器接收以校正 PA 成像中的运动失真。一般地, 超声信号路径包括通过一系列阶段, 包括滤波、检测以及混合。运动估计器适合于生成将由图像组合器接收的补偿信号。与本公开相关联的示例性图像组合器适合于以大约 55Hz 的速率接收超声图像信号。

[0013] 在示例性实施例中, 接收到的光声信号通过适合于生成将被图像组合器接收的光

声图像的光声扫描变换器。根据本公开的示例性图像组合器适合于以大约 10Hz 的速率接收光声图像信号。典型地,运动估计器适合于基于部分射频信号估计对象的运动。在示例性实施例中,超声信号能够以脉冲多普勒模式生成。

[0014] 根据本公开的示例性图像组合器适合于生成组合帧的序列,其包含由接收到的超声信号产生的数据和由接收到的光声信号产生的数据。组合帧的序列被传送到帧缓冲器。图像组合器应该适合于执行空间和时间内插以及重采样接收到的光声信号。典型地,图像组合器适合于基于至少一个超声图像和至少一个光声图像的像素值的组合而生成输出帧。

[0015] 在示例性实施例中,显示装置适合于允许不同的图像空间地重合,以便能够识别每个图像中的对应的解剖特性。显示装置适合于以从包含下列的组中选择的显示选项而显示图像:仅仅显示光声图像、显示彼此紧挨着的光声图像和超声图像、将光声图像叠放在超声图像上、使用多普勒信息以选择显示哪些光声像素、以及组合多普勒和光声氧合信息。

[0016] 本公开描述了组合样品的图像的示例性方法:(a) 使用适合于生成光声信号的照射系统照射样品;(b) 使用适合于接收超声信号和光声信号的超声传送装置将超声波传送到样品;(c) 经由超声成像装置从一部分接收的超声信号生成超声图像;(d) 经由运动估计器从剩余部分的接收到的信号生成运动估计;(e) 经由光声成像装置从接收的光声信号生成光声图像;以及(f) 在适合于将组合图像发送到显示装置的图像组合器中组合超声图像、运动估计以及光声图像。

附图说明

[0017] 特别地,当结合附图阅读随后的说明书时,本公开的系统和方法的附加特点、功能和益处将变得明显。

[0018] 为了帮助本领域普通技术人员制作和使用所公开的系统和方法,现参考附图,其中:

[0019] 图 1(a) 和图 1(b) 是示出由以不同波长获得的 PA 帧的不正确重合产生的伪像的图。

[0020] 图 2 是示出与本公开相关联的组合 PA 和超声成像器系统的示意图。

具体实施方式

[0021] 本公开涉及组合光声 (PA) 和超声图像的系统和方法。这样的系统和方法能够使用 PA 或超声图像生成装置而生成图像。这些图像的获得能够被隔行扫描,从用户的观点来看,它们看上去是同时获得的。这两个图像形态依赖不同的对比机制,并且它们将因此生成不同的信息。例如,超声图像示出具有不同声阻抗的不同组织之间的边界,而 PA 图像示出对在所使用的相关联的光波长处的激光能量的吸收。

[0022] 根据本公开的系统被用来同时显示相同对象的 PA 和超声图像。与本公开相关联的系统的示例性实施例包括图像组合器,其在生成组合图像之前执行对两个图像 (PA 和超声) 的空间和时间内插。组合图像然后被显示在诸如 CRT 和 / 或 LCD 之类的显示装置上。在示例性实施例中,组合图像还能够作为数据被传送到数据存储器或处理装置,诸如打印机、硬盘、致密盘、和 / 或闪存驱动器。根据本公开的示例性图像组合器能够使用从超声数据中获得的运动估计以增强光声图像:提高其明显的帧速率、重合连续帧以便减少伪像。示

例性组合系统可以能够生成组合超声和 PA 图像,它们在空间和时间上重合。

[0023] 参考图 2,示出用于组合 PA 和超声成像系统的示例性图像组合器的示意图。根据本公开的示例性系统结合超声信号路径、PA 信号路径、运动估计器、帧缓冲器和显示器来使用。典型地,使用换能器、超声波束形成器和超声扫描变换器形成超声图像。这些部件可以与现有的超声设备中发现的那些部件相同。使用换能器、超声波束形成器以一系列聚焦波束传送超声能量。由换能器接收的能量然后进行波束形成以生成对应的一系列射频 (RF) 信号,称为 A 线。这些信号被检测,并且扫描被转换以形成 B- 模式超声图像。相同的部件还可以以脉冲多普勒模式使用以检测和测量运动。

[0024] 通过用短激光脉冲照射对象而生成 PA 信号。由为 PA 和超声信号路径所共用的换能器接收信号。信号通过 PA 波束形成器,其允许它们被空间地局部化。PA 扫描变换器用于对信号重采样并且产生 PA 图像。在示例性实施例中,单个换能器被配置以传送超声波、接收由传送的超声波生成的超声信号并且接收 PA 信号。然而,与本公开相关联的系统还包括具有多个换能器的实施例。在示例性实施例中,第一换能器传送超声波,第二换能器接收由传送的超声波生成的超声信号并且接收 PA 信号。

[0025] 运动估计器用来使用超声数据而估计对象的运动。为了实现运动估计,必须比较在不同的时间从相同的图像位置接收的信号。这可以在射频 A 线信号被检测并且扫描被转换之前使用射频 A 线信号来完成。因此,可以非常准确地估计轴向运动。这样的运动估计方法先前已经在弹性成像技术中使用过。(参见例如, E. E. Konofagou, T. Harrigan, 和 J. Ophir 的 " Shear strain estimation and lesion mobility assessment in elastography, " Ultrasonics, 卷 38, 第 1-8 期, 第 400-404 页, 2000 年; J. Ophir, S. K. Alam, B. Garra, F. Kallel, E. Konofagou, T. Krouskop, 和 T. Varghese 的 " Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues, " Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine, 卷 213, 第 3 期, 第 203-233 页, 1999 年; J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, 和 X. Li 的 " Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues, " Ultrasonic Imaging, 卷 13, 第 2 期, 第 111-134 页, 1991)。上述出版物的内容在此引作参考。

[0026] 还可以使用斑点跟踪而从一系列超声图像估计运动(在检测和扫描转换之后)。(参见例如, E. J. Chen, R. S. Adler, P. L. Carson, W. K. Jenkins, 和 W. D. O' Brien, Jr. 的 " Ultrasound tissue displacement imaging with application to breast cancer, " Ultrasound in Medicine and Biology, 卷 21, 第 9 期, 第 1153-1162 页, 1995 年; M. O' Donnell, A. R. Skovoroda, B. M. Shapo, 和 S. Y. Emelianov, " Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking, " IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 卷 41, 第 3 期, 第 314-325 页, 1994 年 5 月)。在示例性实施例中,运动估计器接收来自超声波束形成器的信号和超声图像以生成运动估计。

[0027] 另外的替换估计方法包括使用来源于特定多普勒序列的多普勒信息。(参见例如, D. A. Christensen, Ultrasonic Bioinstrumentation: John Wiley & Sons, 1988 年) 上述出版物的内容在此引作参考。应当理解超声图像发生器不需要包含对照结构以便执行运动估

计。能够在均匀斑点纹路 (texture) 的区域上执行运动估计。

[0028] 从超声信号提取的运动信息可以显示在超声图像上。商用超声扫描仪典型地包括连续波多普勒、颜色多普勒、功率多普勒和脉冲多普勒模式。某些还具有弹性成像、多普勒应变率成像和组织多普勒成像的特征。

[0029] 根据本公开的示例性图像组合器可以执行至少以下两个功能：

[0030] 1. 对 PA 图像序列的空间和时间内插以及重采样，因此使用来源于超声信号的运动估计；以及

[0031] 2. 基于一个或多个超声图像以及一个或多个 PA 图像中的像素值的组合而生成输出帧。

[0032] 图像组合器的输出典型地是组合帧的序列，其包含超声和 PA 信息。该信息典型地存储在帧缓冲器中。帧缓冲器包括多个帧，其适合于顺续地显示在显示装置上。示例性显示装置包括但不限于 CRT、LCD 或任何其它类型的信息显示系统。

[0033] 根据本公开的系统适合于允许由超声和 PA 形态获得的图像显示在单个显示装置上。此外，示例性系统允许这些图像以相同的速率显示，即便它们是以不同的速率获得的。示例性系统允许不同的图像将在空间上重合，以便能够识别这两个图像中对应的解剖特性。与本公开相关联的其他方面包括允许不同的 PA 图像在组合之前被重合，由此减少重合不良伪像。

[0034] 对 PA 图像序列的空间和时间重采样按如下起作用：

[0035] 1. 空间重采样：PA 图像可以在来自超声图像的不同空间格网上重构。因此，在 PA 图像能够覆盖在超声图像上之前，需要对 PA 图像的空间内插和重采样。该功能可以在 PA 扫描转换模块内执行。然而，可能希望在空间重采样之前执行某些操作，诸如组合多个 PA 帧（为了提高的准确度或更少的计算量）。（参见例如，P. Thevenaz, T. Blu, 和 M. Unser 的 "Interpolation revisited[medical images application], " Medical Imaging, IEEE Transactions, 卷 19, 第 7 期, 第 739-758 页, 2000 年）

[0036] 2. 无超声的时间上的上采样 (up-sampling)：可以使用针对视频开发的标准技术在时间上上采样 PA 帧。（参见例如，H. A. Karim, M. Bister, 和 M. U. Siddiqi 的 "Low rate video frame interpolation-challenges and solution, " in Proc. Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2003. Proceedings. (ICASSP ' 03), 2003 IEEE International Conference on, 2003, 卷 3, 第 111-117-120 页, 卷 3.) 这允许为每个超声帧内插 PA 帧。可替换地，PA 帧和超声帧能够被内插达到视频显示速率。

[0037] 3. 使用超声运动信息以提高感知到的 PA 刷新速率：对于示例性 PA 成像系统来说，典型的最大帧速率约为 10Hz。以这个速率刷新的图像对用户来说将好像是“急动的”。使用与本公开相关联的示例性系统，能够由运动估计器检测并且估计对象在图像内的运动和变形。超声运动区段 (field) (典型地在 55Hz 时测量) 然后能够用来使 PA 图像弯曲。弯曲的 PA 图像然后能够以 65Hz 的速率显示。

[0038] 4. 在组合之前使用超声运动信息以重合 PA 图像：如上所述，组合两个没有正确重合的 PA 帧可以导致模糊或其它伪像。超声运动区段能够被用于估计在 PA 帧获取之间的间隔期间发生的对象的变形。运动区段然后能用来使 PA 帧的其中一个弯曲，以致两个帧均与对象的相同配置对应。这将减少模糊和伪像。

[0039] 5. 使用超声运动信息以决定组合 PA 图像的哪些部分：可能的是，特定 PA 图像的视场内的某些结构将移动地太快以致不能被超声运动估计器准确地跟踪。该快速运动仍然可以由运动估计器指示。例如，斑点跟踪算法中的相关值可以在某个阈值之下。不是试图通过弯曲来重合图像的这些部分，而是，有利地是，不组合 PA 帧的这些部分。

[0040] 6. 使用超声信息以检测探针 (probe) 位置何时发生大的变化并且停止正在进行的平均：如上所述，可能有必要平均几个 PA 帧以便获得足够的信噪比 (SNR)。这减小了示例性系统的时间分辨率并且赋予图像持续性。这有一个缺点，当探针移动到身体的不同部分或不同方向时，先前的图像仍将持续，即便它与非常不同的解剖体 (anatomy) 对应。超声能够被用于检测这种情况，并且重置该平均，使得先前的图像不覆盖在新的图像上。在这种情况下，也可能合适的是：停止对 PA 图像的显示达几个帧直到足够的（重合的）图像可以用来平均并且产生具有足够的 SNR 的良好的图像。

[0041] 根据本公开的组合成像系统能够适合于实现几个显示选项，这些选项包括但不限于：

[0042] 1. 仅仅显示 PA 图像：PA 图像仍然能够由超声运动信息来增强，如上所述。

[0043] 2. 显示彼此紧挨着的 PA 和超声图像：以相同的（视频）速率显示图像，即便它们是以不同的速率获得的。

[0044] 3. 将 PA 图像重叠在超声图像上：能够使用随后用于显示超声图像的不同的颜色 - 映射 (map) 来显示 PA 图像。PA 图像能够设置在阈值处，以致低于该阈值的像素显得透明并且用户能够“看透”到后面的超声图像。图像的作用能够被反过来，从而超声图像覆盖于 PA 图像上。

[0045] 4. 使用多普勒信息以选择显示哪些 PA 像素：来自超声的多普勒信号（颜色多普勒或功率多普勒）能够被用于检测在图像扫描内哪里存在运动。PA 图像将仅仅显示为在多普勒信号超过某个阈值设置处的像素上的颜色叠加。例如，血液是通常用于 PA 成像的光的波长的强吸收体。所得到的图像由此将是以超过某个速度移动的血液的图像。

[0046] 5. 组合多普勒和 PA 氧合信息：通过比较两个不同波长的 PA 图像，可以确定血液的氧合。氧合值可以乘以来源于多普勒信号的速度，并且结果作为图像显示给用户。图像将是氧正在被成像的血管中传输的速率的度量。

[0047] 与本公开相关联的示例性系统的可能用途的实例包括但不限于人或小动物的医学成像。示例性成像系统能够被加到现存的现代超声设备中，例如，飞利浦 iU22 或 iE33。

[0048] 虽然已经参考示例性实施例和其实施方式描述了本公开，但公开的系统和方法不限于这样的示例性实施例 / 实施方式。相反，根据此处所提供的说明，对于本领域技术人员来说显而易见的是，所公开的系统和方法易于修改，改变和提高的，而又不背离本公开的精神和范畴。因此，在如下权利要求的范围内，本公开明确地包含这样的修改、改变和提高。

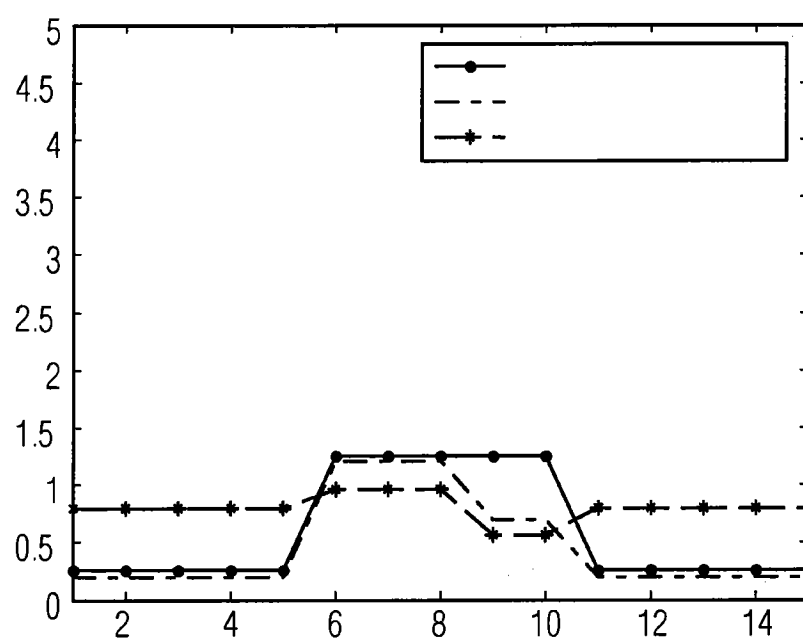


图 1A

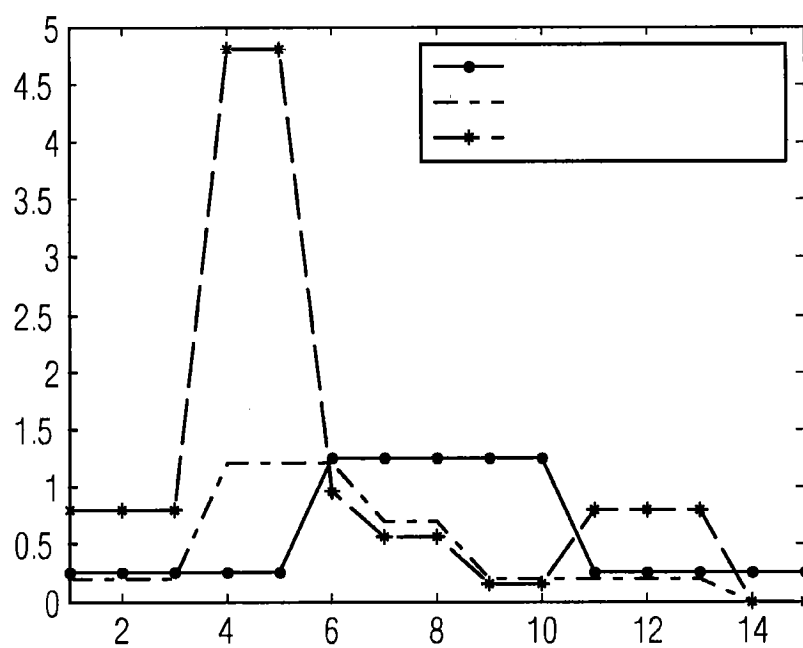


图 1B

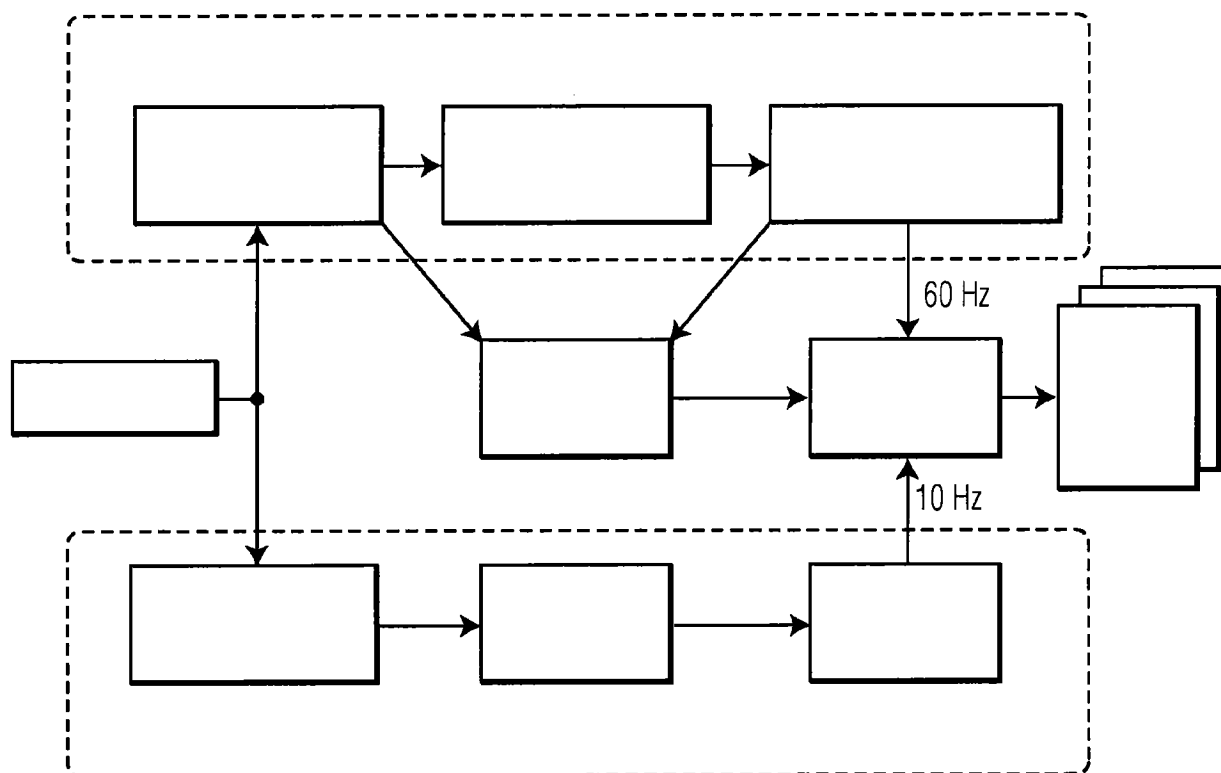


图 2

专利名称(译)	组合光声和超声成像系统		
公开(公告)号	CN101563035B	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	CN200780047406.3	申请日	2007-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M伯彻		
发明人	M·伯彻		
IPC分类号	A61B8/14 G01N21/17 A61B5/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B5/7207 A61B8/5276 A61B5/0059 A61B8/08 G01S15/899 G01N21/1702 A61B8/488 G01S7/52074 A61B5/0095 A61B8/5238 A61B8/4416 A61B8/14 A61B5/0035 A61B8/5261		
代理人(译)	龚海军 刘红		
审查员(译)	王锐		
优先权	60/870713 2006-12-19 US		
其他公开文献	CN101563035A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供适合于同时显示相同对象的光声和超声图像的系统。图像组合器能够在生成组合图像之前执行对这两个图像的空间和时间内插。组合图像然后被显示在诸如LCD或CRT之类的显示器上。该系统能够使用从超声数据中获得的运动估计以增强光声图像，由此提高其明显的帧速率、重合相邻帧以便减少伪像。该系统能够生成组合超声和光声图像，它们在空间上和时间上重合。

