



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110312477 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201780059704.8

(74)专利代理机构 余姚德盛专利代理事务所

(22)申请日 2017.09.29

(普通合伙) 33239

代理人 周积德

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

62/401,350 2016.09.29 US

A61B 8/13(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/14(2006.01)

2019.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2017/051155 2017.09.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/058248 EN 2018.04.05

(71)申请人 精密成像有限公司

地址 加拿大安大略省

(72)发明人 S·拉姆 J·温 B·C·沃德林格

Z·托巴蒂安

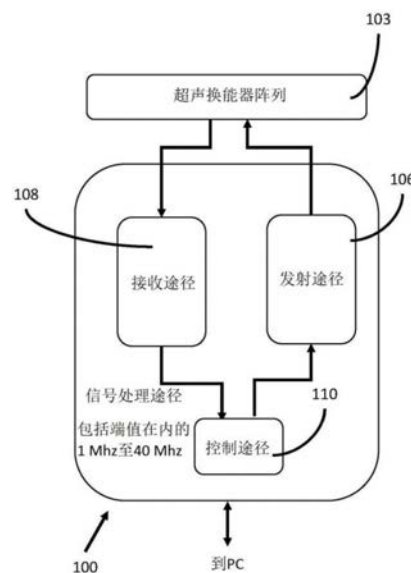
权利要求书3页 说明书15页 附图28页

(54)发明名称

用于超声成像装置的信号处理途径

(57)摘要

提供了一种用于超声成像装置的信号处理途径。所述信号处理途径配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。



1. 一种用于超声成像装置1000的信号处理途径100,所述信号处理途径100包括:
发射途径106,所述发射途径106被配置为向超声换能器阵列103发射所发射信号;
接收途径108,所述接收途径108被配置为从所述超声换能器阵列103接收所接收信号;
以及

控制途径110,所述控制途径110用于控制所述所发射信号的发射以及所述所接收信号的接收;

其中所述发射途径、接收途径以及控制途径被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

2. 根据权利要求1所述的信号处理途径100,进一步包括:

所述控制途径110包括:

发射/接收开关214,所述发射/接收开关214用于在所述发射途径和所述接收途径之间切换;

所述发射途径106包括:

发射波束成形器200,所述发射波束成形器200用于控制所述所发射信号的定时和形状;以及

脉冲发生器202,所述脉冲发生器202用于调节所述所发射信号的电压;以及

所述接收途径108包括:

接收波束成形器204,所述接收波束成形器204用于至少部分地存储和传输所述所接收信号;

ADC(模拟/数字转换器)206,所述ADC206用于转换所述所接收信号,

VGA(可变增益放大器)208,所述VGA208用于放大所述所接收信号的选定特性;

AAF(抗混叠滤波器)210,所述AAF210用于防止混叠并用于限制所述所接收信号的噪声;以及

LNA(低噪声放大器)212,所述LNA212用于放大所述所接收信号;

3. 根据权利要求1至2中任一项所述的信号处理途径100,进一步包括:

换能器元件多路复用器300,所述换能器元件多路复用器300被配置为用于针对所述发射途径中的每个信道选择所述超声换能器阵列103中将被驱动的一个或多个超声换能器元件。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的信号处理途径100,进一步包括:

换能器开关400,所述换能器开关400用于在两个或更多个超声换能器阵列103之间切换,其中所述超声换能器阵列103中的每一个被配置为在所述信号处理途径100的频率子范围内操作。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的信号处理途径100,其中所述超声换能器阵列103具有以21MHz(超高分辨率经直肠超声(UHR-TRUS))700、6.5MHz(经直肠超声(TRUS))702以及3.5MHz(腹部)704中的任一个为中心的频带。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的信号处理途径100,其中,所述超声换能器阵列103具有配置为用于扫描人前列腺的频带。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的信号处理途径100,其中,所述发射途径和所述接收途径具有128个信道,每个信道被配置为发射所述所发射信号和从所述超声换能器阵列

103中的超声换能器元件接收所述所接收信号。

8. 根据权利要求1至6中任一项所述的信号处理途径,其中,所述发射途径和所述接收途径具有一定数量的信道,所述一定数量的信道与最高频率的超声换能器成比例以便保持可操作为扫描人前列腺的分辨率。

9. 根据权利要求3至8中任一项所述的信号处理途径100,其中,所述换能器元件多路复用器300是4:1多路复用器,使得具有512个超声换能器元件的所述超声换能器阵列103由所述发射途径驱动,所述发射途径具有128个信道。

10. 根据权利要求2至8中任一项所述的信号处理途径100,其中,所述接收波束成形器204还至少部分地延迟、缩放并求和所述所接收信号。

11. 一种用于超声成像装置1000的信号处理途径100,所述信号处理途径100包括:

信道板103,所述信道板配103被置为向超声换能器阵列103发射所发射信号和从其接收所接收信号;以及

波束成形器控制板104,所述波束成形器控制板104被配置为控制所述信道板103;

其中,所述信道板103和所述波束成形器控制板104被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

12. 根据权利要求11所述的信号处理途径100,其中:

所述信道板103包括:

发射/接收开关214,所述发射/接收开关214用于在所述发射途径和所述接收途径之间切换;

发射波束成形器200,所述发射波束成形器200用于控制所述所发射信号的定时和形状;

脉冲发生器202,所述脉冲发生器202用于调节所述所发射信号的电压;

接收波束成形器204,所述接收波束成形器204用于至少部分地存储和传输所述所接收信号;

ADC(模拟/数字转换器)206,所述ADC206用于转换所述所接收信号;

VGA(可变增益放大器)208,所述VGA208用于放大所述所接收信号的选定特性;

AAF(抗混叠滤波器)210,所述AAF210用于防止混叠并用于限制所述所接收信号的噪声;以及

LNA(低噪声放大器)212,所述LNA212用于放大所述所接收信号。

13. 根据权利要求11至12中任一项所述的信号处理途径100,进一步包括:

换能器元件多路复用器300,所述换能器元件多路复用器300被配置为用于针对所述发射途径中的每个信道选择所述超声换能器阵列103中将被驱动的一个或多个超声换能器元件。

14. 根据权利要求11至13中任一项所述的信号处理途径100,进一步包括:

换能器开关400,所述换能器开关400用于在两个或更多个超声换能器阵列103之间切换,其中所述超声换能器阵列103中的每一个被配置为在所述信号处理途径100的频率子范围内操作。

15. 根据权利要求11至14中任一项所述的信号处理途径100,其中所述超声换能器阵列103具有以21MHz(UHR-TRUS)700、6.5MHz(TRUS)702以及3.5MHz(腹部)704中的任一个为中

心的频带。

16. 根据权利要求11至15中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述超声换能器阵列103具有配置为用于扫描人前列腺的频带。

17. 根据权利要求11至16中任一项所述的信号处理途径100, 所述发射途径和所述接收途径具有128个信道, 每个信道被配置为发射所述所发射信号和从所述超声换能器阵列103中的超声换能器元件接收所述所接收信号。

18. 根据权利要求11至17中任一项所述的信号处理途径, 其中, 所述发射途径和所述接收途径具有一定数量的信道, 所述一定数量的信道与最高频率的超声换能器成比例以便保持可操作为扫描人前列腺的分辨率。

19. 根据权利要求13至18中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述换能器元件多路复用器300是4:1多路复用器, 使得具有512个超声换能器元件的所述超声换能器阵列103由所述发射途径驱动, 所述发射途径具有128个信道。

20. 根据权利要求11至19中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述接收波束成形器204还至少部分地延迟、缩放并求和所述所接收信号。

21. 根据权利要求1至20中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述信号处理途径100具有配置为允许从所述信道板102到处理装置进行高速数据传输的数据带宽。

22. 根据权利要求1至21中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述信号处理途径被配置在用于超声成像装置的子板上。

23. 根据权利要求1至21中任一项所述的信号处理途径100, 其中, 所述信号处理途径被配置在用于PC的扩展板上。

24. 一种具有根据权利要求1至23中任一项所述的特征的超声成像装置1000。

25. 一种使用具有根据权利要求1至23中任一项所述的特征的超声成像装置100的方法。

26. 一种用于操作超声成像装置的方法, 包括:

提供发射途径106, 所述发射途径106用于向超声换能器阵列103发射所发射信号;

提供接收途径108, 所述接收途径108用于从所述超声换能器阵列103接收所接收信号;

提供控制途径110, 所述控制途径110用于控制所述所发射信号的发射以及所述所接收信号的接收; 以及

将所述发射途径、所述接收途径以及所述控制途径配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

用于超声成像装置的信号处理途径

技术领域

[0001] 技术领域为超声成像装置。

背景技术

[0002] 本发明涉及超声诊断成像系统。

发明内容

[0003] 超声成像系统通常针对在一定范围的频率和电压上的超声换能器阵列来设计。超声成像系统依赖超声波(大于1MHz的声波)通过身体组织的传输来形成图像。超声波的频率与图像的分辨率成比例,即,较高的频率允许较高的分辨率。然而,较高频率的波在组织中衰减更多并且在身体中不能渗透那么深。

[0004] 多种频率可以用于平衡分辨率(较高的频率)与视场(较低的分辨率)。常规的超声成像装置允许从1MHz到15MHz的频率范围。例如,3.5MHz的换能器可以用于对深部腹部结构成像,例如膀胱和肾脏(距离皮肤表面达30cm),而6.5MHz的经直肠换能器可以用于对前列腺成像(距离直肠壁达6cm)。

[0005] 被用于临床前(小型动物)成像的较新的微型超声装置允许从15MHz至50MHz的频率范围。这些系统允许较大分辨率降至30 μ m,但是视场被限于约3cm或更小。

[0006] 最近的初步研究表明,通过利用21MHz超高分辨率的经直肠换能器来提供对前列腺内的微观结构(小于1mm)详细观察在诊断前列腺癌的过程中可能具有有益效果。本发明在超声成像装置中实现了这些分辨率改进的小型动物成像系统,其同样可以用于对人体的一般性超声成像。

[0007] 在一方面,提供了一种超声诊断成像系统,其允许利用单个信号处理途径以超高分辨率(降至30 μ m)对人体中的大器官(约30cm,例如肾脏)和小器官(约3cm,例如前列腺)进行成像。

[0008] 在一方面,提供了一种支持一定范围的换能器频率和电压水平的超声诊断成像系统。

[0009] 在另一方面,提供了一种用于针对各种超声换能器阵列利用单个信号途径的系统和方法。本文中所述的信号途径能够与具有从1MHz至40MHz的中心频率范围的超声换能器阵列一起使用,而无需替换超声成像装置中的系统板。

[0010] 在一示例性实施例中,提供了一种用于超声成像装置的信号处理途径。信号处理途径具有配置为向超声换能器阵列发射信号的发射途径。信号处理途径还具有配置为从超声换能器阵列接收所接收信号接收途径。信号处理途径还具有用于控制信号的发射和所接收信号接收的控制途径。发射途径、接收途径以及控制途径被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

[0011] 在另一示例性实施例中,提供了一种用于超声成像装置的信号处理途径。信号处理途径包括配置为向超声换能器阵列发射信号和从其接收信号的信道板。信号处理途径还

包括配置为控制信道板的波束成形器控制板。信道板和波束成形器控制板被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

附图说明

- [0012] 图1 (28张中的第1张) 是用于超声成像装置的信号处理途径的一实施例的框图。
- [0013] 图2A (28张中的第2张) 是显示图1中的示例性配置的框图。
- [0014] 图2B (28张中的第3张) 是显示图1中的示例性配置的框图。
- [0015] 图3 (28张中的第4张) 是图1中的示例性配置的框图, 信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0016] 图4 (28张中的第5张) 是图2A中的示例性配置的框图, 信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0017] 图5 (28张中的第6张) 是图1中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作。
- [0018] 图6 (28张中的第7张) 是图2A中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作。
- [0019] 图7 (28张中的第8张) 是图1中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0020] 图8 (28张中的第9张) 是图2A中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0021] 图9 (28张中的第10张) 是图1中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作。
- [0022] 图10 (28张中的第11张) 是图2A中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作。
- [0023] 图11 (28张中的第12张) 是图1中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作, 并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0024] 图12 (28张中的第13张) 是图2A中的示例性配置的框图, 信号途径配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作, 并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0025] 图13 (28张中的第14张) 是其中信号途径100被配置在信道板和波束成形器控制板上的实施例的框图。
- [0026] 图14 (28张中的第15张) 是显示图13中的示例性配置的框图。
- [0027] 图15 (28张中的第16张) 是图13中的示例性配置的框图, 信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0028] 图16 (28张中的第17张) 是图14中的示例性配置的框图, 信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。
- [0029] 图17 (28张中的第18张) 是图13中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个

超声换能器阵列一起操作。

[0030] 图18 (28张中的第19张) 是图14中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作。

[0031] 图19 (28张中的第20张) 是图13中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。

[0032] 图20 (28张中的第21张) 是图14中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与N个超声换能器阵列一起操作并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。

[0033] 图21 (28张中的第22张) 是图13中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作。

[0034] 图22 (28张中的第23张) 是图14中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作。

[0035] 图23 (28张中的第24张) 是图13中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作, 并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。

[0036] 图24 (28张中的第25张) 是图14中的示例性配置的框图, 信号途径被配置为与腹部 (3.5MHz)、经直肠 (6.5MHz) 以及超高分辨率经直肠 (21MHz) 超声换能器阵列一起操作, 并且信号途径具有用于同时驱动超声换能器阵列中一个以上的超声换能器元件的多路复用器。

[0037] 图25A (28张中的第26张) 是信号途径的示例性配置的框图以及其相关联的数据带宽要求, 在信道板、信号处理途径的波束成形器控制板以及超声成像装置的处理装置之间的数据带宽要求。

[0038] 图25B (28张中的第27张) 是信号途径的替代配置的框图以及其相关联的数据带宽要求, 在信道板、信号处理途径的波束成形器控制板以及超声成像装置的处理装置之间的数据带宽要求。

[0039] 图26 (28张中的第28张) 是在超声成像装置中使用的信号处理途径的示例性配置的框图。

[0040] 附图未必按比例绘制并且可以通过虚线、图解示意图以及局部视图来例示说明。在某些情况下, 可能已经省略了对于理解实施例并非必要的细节 (和/或致使其它细节难以理解的细节)。

[0041] 在整个附图中的若干图中, 对应的附图标记指示对应的部件。在若干图中的元件为了简单和清晰起见示出而并未按比例绘制。图中的一些元件的尺寸可以相对于其它元件被着重强调以利于理解所公开的各种实施例。此外, 在商业上可行的实施例中使用或必须的常见而容易理解的元件通常未被示出以提供对本公开的实施例的较少阻碍的观察。

[0042] 在附图中所使用的附图标记列表

[0043] 100 信号处理途径

[0044] 1000 超声成像装置

[0045] 103 超声换能器阵列

[0046] 102 信道板

- [0047] 104 波束成形器控制板
- [0048] 106 发射 (Tx) 途径
- [0049] 108 接收 (Rx) 途径
- [0050] 110 控制途径
- [0051] 200 发射 (Tx) 波束成形器
- [0052] 202 脉冲发生器
- [0053] 204 接收 (Rx) 波束成形器
- [0054] 206 模拟/数字转换器 (ADC)
- [0055] 208 可变增益放大器 (VGA)
- [0056] 210 抗混叠滤波器 (AAF)
- [0057] 212 低噪声放大器 (LNA)
- [0058] 214 T/R开关
- [0059] 216 模拟前端 (AFE)
- [0060] 300 换能器元件多路复用器
- [0061] 400 换能器开关板
- [0062] 700 21MHz高分辨率经直肠超声 (UHR-TRUS)
- [0063] 702 6.5MHz经直肠超声 (TRUS)
- [0064] 704 3.5MHz腹部

具体实施方式

[0065] 以下详细描述仅是示范性的,并且并不旨在限制所述实施例或者所述实施例的应用和使用。如所使用的,词语“示范性”或者“示例性”是指“用作示例、实例或例示说明”。被描述为“示范性”或“示例性”的任何实施方式不一定被解释为相比于其它实施方式是优选的或有利的。以下所述的所有实施方式是被提供用来使本领域技术人员能够制造或使用本公开的实施例的示范性实施方式而并非旨在限制本公开的范围。本发明的范围由权利要求限定。并不存在被前述技术领域、背景技术、发明内容或以下详细描述中所明确表示或暗示的任何理论限制的意图。还应当理解,在附图中例示说明并在以下说明书中进行描述的装置和过程是所附权利要求书中限定的示范性实施例(实例)、方面和/或构思。因此,和所公开实施例有关的尺寸以及其它物理特性不应当被认为是进行限制,除非权利要求另外明确地指出。应当理解,术语“至少一个”等同于“一”。各个方面(配置、实例、替代、修改、选择、改变、实施例以及其任何等同物)关于附图得到描述。应当理解,本发明并不限于由权利要求所提供的主题,并且本发明并不限于所示和所述的特定方面。

[0066] 技术人员可以理解,发射、接收以及控制途径是由模拟和/或数字电子部件组成的电子电路中的信号处理途径。电子部件可以是集成电路、FPGA、ASIC以及其它已知的模拟和/或数字电子部件。应当理解的是,FPGA、ASIC以及其它电子部件可以是可互换的。并且,部件可以在软件的控制下或者与软件相配合地操作。

[0067] 技术人员可以理解超声换能器阵列由超声元件的阵列组成。超声换能器阵列等同于超声换能器元件阵列。另外,技术人员可以理解,超声探头包括超声换能器阵列。

[0068] 现在参考图1,示出了一种用于超声成像装置1000的信号处理途径100。信号处理

途径100被配置为发射、接收、处理并控制到达和来自相连接的超声换能器阵列103的信号。

[0069] 图1中的信号处理途径100具有发射途径106、接收途径108以及控制途径110。信号处理途径100被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

[0070] 信号处理途径100的发射途径106被配置为准备和至少部分地向超声换能器阵列103发射信号。这可以包括但不限于,(至少部分地)波束成形发射信号、将发射信号从数字格式转换成模拟格式,以及向超声换能器阵列103脉冲发送所述发射信号。

[0071] 信号处理途径100的接收途径108被配置为从超声换能器阵列103接收信号并使所述信号适合于发射到数据处理装置。这可以包括但不限于,过滤所接收信号、放大所接收信号、从所接收信号去除噪声、(至少部分地)波束成形所接收信号,以及数字化所接收信号。

[0072] 信号处理途径100的控制途径110被配置为控制发射途径106和接收途径108。例如,控制途径110可以被配置为指导信号途径通过发射途径106发射信号或者通过接收途径108接收信号。控制途径还可以指导发射波束成形器和接收波束成形器分别至少部分地形成所发射信号或者所接收信号。

[0073] 在图1所示的示例中,信号处理途径100可通信地连接至超声换能器阵列103。超声换能器阵列被配置为至少部分地在1MHz至40MHz范围内发射和接收超声信号。

[0074] 在一些实施例中,信号处理途径100被配置为与可商购获得的换能器阵列一起操作。可商购获得的换能器阵列的示例包括但不限于,富士胶卷视觉声学混合超高频线性阵列换能器(FUJIFILM VISUALSONICS MX ULTRA-HIGH FREQUENCY LINEAR ARRAY TRANSDUCERS)、侧向(sidefire)超高分辨率经直肠超声换能器阵列、端向(endfire)经直肠超声换能器阵列以及弯曲线性腹部换能器阵列。

[0075] 然而,技术人员可以理解,信号处理途径100还可以与其它类型的超声换能器阵列一起使用。例如,信号处理途径100还可以被配置为与相控换能器阵列、二维阵列换能器和1.5维阵列换能器一起操作,以及其它换能器阵列。此外,信号处理途径100还可以与定制的或者专有的超声换能器阵列一起使用。

[0076] 信号处理途径100被配置为发射、接收和处理来自完全或部分地在包括端值在内的1MHz至40MHz范围内操作的超声换能器阵列的信号。在一示例性实施例中,信号处理途径100被配置为与被配置为利用低频(以3.5MHz为中心)、中频(以6.5MHz为中心)以及超高频(以21MHz或更高为中心)超声信号进行扫描的超声换能器阵列103一起操作。

[0077] 能够在1MHz至40MHz的频率范围内发射、接收以及处理信号的能力使相同的信号处理途径100能够被用于同时扫描人身体中的较大和较小目标。也就是说,具有本发明所公开的信号处理途径的超声成像装置将可以与各种各样的超声换能器阵列一起使用,而无需替换超声成像装置的系统板。

[0078] 例如,相同的信号途径100既可以用于扫描人腹腔中的肾脏又可以用于扫描人前列腺内的构造。构造的示例包括但不限于,人前列腺内大小小于5mm的病变。

[0079] 在图1中所示的示例中,超声换能器阵列103可以是低频、高频或超高频超声换能器阵列中的任一种。这些超声换能器阵列可以与信号处理途径100互换地使用。例如,低频超声换能器阵列(例如,具有以3.5MHz为中心的发射频率且具有128个超声换能器元件的弯曲线性腹部换能器阵列)可以用来提供对腹部的广域扫描。操作员随后可以以中频超声换

能器(例如,具有以6.5MHz为中心的发射频率且具有128个超声换能器元件的端向经直肠超声换能器)替换低频超声换能器以便实现对前列腺和膀胱的更详细的扫描。

[0080] 在另一实施例中,超声换能器阵列103能够在信号处理途径100的整个频率和电压范围内发射和接收信号。也就是说,还可以使用可以在1MHz至40MHz范围内扫描的单数超声换能器阵列103。

[0081] 技术人员可以理解的是,用于通过超声换能器阵列103发射信号所需的电压范围与超声换能器阵列103的频率范围成比例。也就是说,当与较高频率的超声换能器阵列进行比较时,驱动低频超声换能器阵列需要更高的电压。例如,以3.5MHz频率范围为中心的腹部超声换能器可能需要信号具有大致-80V至+80V的电压范围。超高频率超声换能器阵列可能需要信号具有明显更低的电压范围。例如,以21MHz频率范围为中心的超高分辨率经直肠超声换能器可能需要信号具有大致-20V至+20V的电压范围。

[0082] 信号处理途径100被配置为处理这种宽范围的电压。在一些示例性实施例中,在信号途径100中使用的部件被选择为能够处理所需要的频率和电压范围。在其它实施例中,信号途径还可以包含用来管理过电流情形的电力监测子系统。

[0083] 例如,在图1所示的示例中,信号处理途径被配置为处理宽范围的超声换能器阵列。这些超声换能器阵列可以包括但不限于,腹部超声换能器阵列(以3.5MHz为中心)、端向经直肠超声换能器阵列(以6.5MHz为中心)以及超高分辨率侧向经直肠超声换能器阵列(以21MHz为中心)。在图1所示的示例中,信号途径100和其相关联的部件被配置为处理用来在1MHz和40MHz之间操作超声换能器阵列103所需的宽电压范围。在所述示例性实施例中,信号途径100和其相关联的部件被配置为处理包括端值在内的至少-80V至+80V的电压范围。

[0084] 信号处理途径100被进一步配置为阻抗匹配可能被使用的各种超声换能器阵列。已知的是,在不同中心频率上运行的换能器阵列103的元件具有不同的特性阻抗。例如,当与较高频率的超声换能器阵列进行比较时,低频超声换能器阵列将具有相对高的阻抗。发射途径106和接收途径108被配置为适应系统中所使用的超声换能器阵列103的不同特性阻抗。本领域技术人员可以理解,各种阻抗匹配解决方案可以折衷敏感度、分辨率和/或带宽,或者与所发射或所接收信号有关的其它因素。

[0085] 信号处理途径100还可通信地连接至数据处理装置。在示例性实施例中,数据处理装置可以是设计为用于在超声成像装置1000中使用的任何处理装置。处理装置可以被配置为例如通过经由信号途径100从超声换能器阵列103采集的数据来生成可以由人使用的图像和视频。数据处理装置还可以将原始的未经处理的数据复制或分流到另一接口以用于进一步处理。

[0086] 在另一示例中,数据处理装置可以是通用计算机(PC)。PC的示例包括但不限于,具有以下规格的通用计算机:英特尔i7内核的处理器、16GB的随机存取存储器、WiFi、1Gbps以太网、USB 3.0端口,以及大容量存储设备,例如硬盘驱动器或固态驱动器。

[0087] 信号处理途径100可以被配置在可以连接至PC的外围设备、扩展卡或者子板上。所述连接可以是外部连接(例如,USB 3.0、雷电接口(THUNDERBOLT)等)、到PC的内部连接(例如,通过扩展槽或总线),或者直接集成在超声成像装置的 motherboard 上的集成电路中的任何一种。

[0088] 现在参考图2A,示出了显示图1中示例性实施例的框图。在所述示例性配置中,信

号处理途径具有发射和接收开关214。发射和接收开关214被提供为用于在发射途径106和接收途径108之间切换。在本示例中,发射和接收开关214由控制途径控制。在其中需要从超声换能器阵列103发射信号的情况下,通过控制途径110命令发射和结构开关214来启用发射途径106。类似地,当需要从超声换能器阵列103接收信号时,通过控制途径110命令发射和结构开关214来启用接收途径108。

[0089] 发射/接收开关214的商业示例包括但不限于,德州仪器 (TEXAS INSTRUMENTS) TX810可编程发射/接收开关以及微芯 (MICROCHIP) MD0105高压保护发射/接收开关。技术人员可以理解,在不脱离本公开范围的前提下还可以使用其它合适的发射/接收开关。

[0090] 在图2A中提供的示例中,发射途径106包括脉冲发生器202和发射波束成形器200。

[0091] 发射波束成形器200被配置为除了其它之外,至少部分地生成发射信号,所述发射信号将被应用于超声换能器阵列103中的超声换能器元件。

[0092] 已知的是,发射信号可以通过经由发射波束成形器调节发射到超声换能器阵列103的发射信号来被引导朝向期望位置。也就是说,可以利用发射波束成形器调节发射信号的特性,例如但不限于,扫描深度、焦比以及转向角度。发射波束成形器200将波形调节成使得可以将发射信号聚焦到离换能器阵列的特定方向和深度。作为非限制性示例,发射信号可以被唯一地延迟和/或变迹以将超声波阵面引导到在15mm深度处的较小区域。

[0093] 脉冲发生器202被配置为调节波形的电压范围,使得发射信号的电压可以适当地驱动超声换能器阵列103中的超声换能器。例如,脉冲发生器202可以使波束成形的发射信号的电压范围增大到 $\pm 80V$,从而使得波束成形的信号可以与腹部超声换能器阵列一起使用。技术人员还可以理解,脉冲发生器202针对发射途径106中的每个信道来提供。

[0094] 一旦波束成形的发射信号已经从超声换能器阵列103发射,经由控制途径110的控制信号命令发射和接收开关214切换到接收途径108。来自被成像组织的信号基于组织中的声速被反射回超声换能器阵列103。所反射的信号由超声换能器阵列103接收并且随后被发送到接收途径108以用于处理。

[0095] 在图2A中提供的示例中,接收途径包括低噪声放大器 (LNA) 212、可变增益放大器 (VGA) 208、抗混叠滤波器 (AAF) 210,以及模数转换器 (ADC) 206。技术人员可以理解,这些装置被配置为转换、清洁并放大从超声换能器阵列接收的信号以用于进一步处理。技术人员还可以理解,这些装置可以针对接收途径108中的每个信道来提供。

[0096] 现在参考图2B,在所示例中,LNA 212、VGA 208、AAF 210以及ADC 206可以被集成到模拟前端 (AFE) 内。这种AFE可以是具有LNA 212、VGA 208、AAF 210以及ADC 206的功能的集成电路。

[0097] 在图2A中提供的示例中,接收途径108进一步包括接收波束成形器204。接收波束成形器204至少部分地被配置为处理所接收信号(或波束)。这可以包括但不限于,唯一地延迟、变迹以及求和所接收信号的任何组合。

[0098] 在另一实施例中,接收波束成形器并不求和所接收信号,使得波束成形可以在PC、GPU和/或数据处理器上完成。另外,接收波束成形器任选地并不延迟和/或变迹所接收信号。

[0099] 一旦所接收到的信号已经由接收波束成形器204处理,则信号通过数据总线被发送至数据处理装置以用于附加的处理。

[0100] 应当理解,一般来讲,超声换能器阵列103中的每个超声换能器元件在信号处理途径100中具有相关联的信道。也就是说,信号处理途径100通常具有和超声换能器阵列103中所存在的超声换能器元件一样多的信道。例如,为了与具有64个超声换能器元件的超声换能器阵列一起操作,信号处理途径100应当具有64个信道。

[0101] 还应当理解的是,超声扫描装置的扫描视场(FOV)至少部分地与超声换能器阵列103中的元件的数量成比例。由此,信号处理途径100应当具有足够数量的信道保持针对被扫描的目标的可使用视场。例如,在人前列腺的情况下,据发现,具有128个信道的信号处理途径100足够弯曲线性端向6.5MHz换能器扫描和保持针对经直肠超声换能器阵列103的可使用视场。技术人员可以理解,在不同中心频率下运行的换能器可能需要更少信道或附加的信道。例如,21MHz的侧向换能器可能需要附加的信道以便保持可使用的视场。在其中可使用视场用于经直肠前列腺检查的非限制性示例中,信号处理途径可能需要例如512个信道。

[0102] 一般来说,超声换能器阵列103的分辨率和超声换能器阵列103的扫描频率有关。也就是说,扫描频率越高,分辨率越高。然而,折衷是超声换能器阵列103的FOV随着扫描频率增大而减小。用来为较高频率的超声换能器阵列103增大视场的一种可能方式是增加正在发射的超声换能器元件的数量。

[0103] 一种增加在超声换能器阵列103中正被驱动的超声换能器元件的数量的方法是增加信号处理途径100中的信道的数量。这通常是因为信道被分配给超声换能器元件阵列103中的对应超声换能器元件。

[0104] 然而,由于成本、空间、功率或其它限制,可能无法在信号处理途径100中提供足够数量的信道以获得期望的分辨率。在这些情况中,可以设想其它方式来增加由每个信号处理途径信道驱动的超声换能器元件的数量以便增加FOV。例如,在示例性实施例中,可以使用换能器元件多路复用器300来驱动比在信号处理途径100中所存在信道更多的超声换能器元件。

[0105] 现在参考图3和图4,其分别为图1和图2A中的实施例,换能器元件多路复用器300设置在信号途径100上以便至少部分地缓解驱动比在信号处理途径100中所存在信号更多的超声换能器元件的问题。

[0106] 换能器元件多路复用器300允许针对信号途径100中的每个信道驱动超声换能器元件阵列103中一个以上的超声换能器元件。这允许增大超声换能器阵列103的FOV,与此同时在无需增加信号途径100中信道的数量的前提下保持了期望分辨率。

[0107] 多路复用器300切换在超声图像内的每个超声线之间那些元件有效,使得线可以利用来自沿阵列的不同空间位置的元件采集。例如,对于在成像视场的左边缘上的线,可以选择与该边缘最接近的元件,而对于在成像视场的右边缘上的线,可以选择和该边缘最接近的元件。利用接近于被采集的线的元件对于避免由于波束控制而引起的伪影和信号损失是有用的,并且允许采集更大的FOV。这等同于彼此并排堆叠N个超声换能器元件阵列并独立地在每个上生成图像并随后将这些图像合并。

[0108] 在同时驱动一个以上的超声换能器元件的背景下的同时涉及能够在单个超声图像采集周期内在单个超声换能器元件或成组超声换能器元件之间切换而不会实质性影响采集的帧速率的能力。

[0109] 在图3和图4中所示的示例中,换能器元件多路复用器300至少部分地选择通过信号处理途径100中的信道正被发送的发射信号。这些复制的信号随后被发送至超声换能器元件阵列103中的超声换能器元件。也就是说,正在通过信号处理途径100的单个信道发送的信号可以被用于启用超声换能器阵列103中一个以上的超声换能器元件。

[0110] 一旦接收到反射信号,换能器元件多路复用器300还可以至少部分地选择来自一组单独换能器元件中一个的反射信号,使得所选择的反射信号可以被发送至信号处理途径100中的单个信道。

[0111] 例如,在一些示例中,4:1换能器元件多路复用器300可以用于保持超高分辨率经直肠超声换能器阵列的可使用视场。在其中信号途径100具有128个信道的情况下,4:1换能器元件多路复用器300将能够驱动超高分辨率经直肠超声换能器阵列中的512(128x4)个超声换能器元件。类似地,当超高分辨率经直肠超声换能器阵列中512个超声换能器元件接收到反射信号时,4:1换能器元件多路复用器300被配置为按照128个元件的分组将来自512个单独换能器元件的所接收数据选择成128个信号(512/4)以用于通过信号处理途径100的128个信道传输。

[0112] 在另一示例中,换能器元件多路复用器300可以允许可选择的多路复用器。例如,换能器元件多路复用器300可以选择性地允许针对信号处理途径100中的每个信道驱动4个、3个或2个超声换能器元件(例如,可选择的4:1、3:1以及2:1换能器元件多路复用器)。这可以实现超声换能器阵列103的多个视场。

[0113] 现在参考图5、图6、图7以及图8,在一些实施例中,信号处理途径100可以与一个以上的超声换能器阵列103一起操作。在这些实施例中,提供了一种换能器开关400。换能器开关400被配置为选择性地多个超声换能器阵列103之间切换。

[0114] 在一些示例中,超声成像装置1000通过控制途径110,可以基于将要扫描的目标的尺寸自动地选择适当的超声换能器阵列103。例如,如果用户针对用于活组织检查的靶向前列腺结构选择了扫描参数,超声成像装置1000将通过控制途径110向换能器开关400发出命令以切换到适合于扫描用于活组织检查的靶向前列腺结构的超高分辨率超声换能器阵列103。用于活组织检查的靶向前列腺结构的示例包括但不限于,前列腺中小于5mm的病变。

[0115] 替代地,换能器开关400可以是手动开关,借此用户可以手动地选择要使用哪个超声换能器阵列103。

[0116] 在又另一示例中,换能器开关400可以是允许用户根据需要插入和拔出超声换能器阵列103的热插拔机构的一部分。这允许在相同的信号处理途径100中使用不同的超声换能器阵列103。在图5至图12所示的实施例中,例如,附接的超声换能器阵列103、700、702、704可以利用换能器ID来识别。一旦具有换能器ID的超声换能器阵列被插入到热插拔系统内,则换能器开关400随后可以初始化超声换能器阵列103以用于在超声成像系统1000中使用。

[0117] 在另一示例性实施例中,换能器开关400可以具有用于超声换能器阵列103中每一个的连接器。换能器开关400还可以包括一个或多个闩锁继电器以允许系统在一个或多个超声换能器阵列103之间切换。对闩锁继电器(以及其它用于数字信号的固态开关)的控制可以通过控制途径。

[0118] 应当清楚,超声换能器阵列103(各自具有相应的电压和频率范围)应当在信号处

理途径100的频率和电压范围内操作。在一些实施例中,当附接了与信号处理途径100不匹配的超声换能器阵列103时,超声成像装置1000可以发出警告。所述警告可以包括但不限于,警告用户未正确地插入超声换能器阵列。

[0119] 现在参考图9、图10、图11以及图12,这些图示出了具有本文中所述特征的组合的各种信号途径100。

[0120] 通常,各个超声换能器阵列103受限于其频率扫描范围。例如,被配置为用于扫描人腹腔的较大部分的超声换能器阵列103(即,腹部超声换能器阵列)通常在3.5MHz的范围内操作。扫描较小的目标,例如特定的器官或器官的部分需要更高频率的超声换能器阵列。例如,扫描人前列腺通常需要经直肠超声换能器,其通常在6.5MHz的范围内操作。为了看到人前列腺内的结构细节(例如,尿道、射精管、小于5mm的病变),可能需要在21MHz的范围内操作的超高频率经直肠超声换能器。

[0121] 信号途径100被配置为可以与具有在1MHz至40MHz范围内的发射频率和 $\pm 80V$ 的电压范围的超声换能器阵列103一起操作。所述频率范围包括腹部超声换能器阵列、经直肠超声换能器阵列以及超高频率经直肠超声换能器阵列的任意组合的频率范围。

[0122] 现在参考图13和图14,示出了图1和图2的替代实施例。在这些示例中,信号处理途径100包括信道板102和波束成形器控制板104。也就是说,图1和图2的发射途径106和接收途径108两者以及控制途径110至少部分地实施在信道板102和波束成形器控制板104上。

[0123] 信道板102被配置为生成发射到超声换能器阵列103的发射信号。这些信号随后由超声换能器阵列103用来超声地扫描身体。举例来说,发射到超声换能器阵列103的信号被从电信号转换成模拟的超声信号,并且超声信号被发射到身体。

[0124] 信道板102还被配置为接收来自超声换能器阵列103的扫描的数据。举例来说,超声换能器阵列103接收或采集反射的超声信号。这些超声信号随后被转换成电信号,电信号随后被发送至控制板。控制板随后至少部分地处理所接收的信号。经处理的所接收信号随后被发送至波束成形器控制板104以用于进一步处理。

[0125] 超声成像装置1000可以具有一个以上的信道板102。空间、热量、带宽或者其它考虑因素可能需要为超声成像装置1000提供一个以上的信道板102。在一个示例性实施例中,具有128个信道的信号途径100由两个相同的信道板102组成,每个信道板具有64个信道。在另一种配置中,单个信道板102可以包含全部128个信道。

[0126] 在图13和图14中所示的实施例中,波束成形器控制板104被配置为至少部分地既处理向超声换能器阵列103发射的信号又处理从超声换能器接收的信号。

[0127] 在一些实施例中,波束成形器控制板提供到PC或数据处理器的主数据链路。波束成形器控制板104还可以在将所接收信号发送至PC或数据处理器之前至少部分地处理所述所接收信号。例如,波束成形器控制板104可以在将所接收信号发送至PC或数据处理器之前部分地求和所述所接收信号。

[0128] 在一些实施例中,控制途径110可以至少部分地按照信道板102和波束成形器控制板104的任意组合来实施。在图13和图14中提供的示例中,来自数据处理器命令可以通过波束成形器控制板104和信道板102来传递。这些命令可以包括但不限于,选择适当的超声换能器阵列103、指导波束成形器控制板104对所发射信号或所接收信号应用特定的波束成形模式,或者启用换能器多路复用器300来改变超声换能器阵列103的FOV。

[0129] 现在参考图15和图16,换能器元件多路复用器300被设置在信号途径100上以便至少部分地缓解启用比所存在信号处理信道更多的超声换能器元件的问题。换能器元件多路复用器300具有和图3和图4中相同的角色。

[0130] 如之前所讨论的,换能器元件多路复用器300允许针对信号途径100中的每个信道启用超声换能器元件阵列103中一个以上的超声换能器元件。这允许增大超声换能器阵列103的视场,与此同时保持了期望分辨率。

[0131] 现在参考图17、图18、图19以及图20,在一些实施例中,信号处理途径100可以与一个以上的超声换能器阵列103一起操作。在这些实施例中,提供了一种换能器开关400。换能器开关400被配置为选择性地在一个以上的超声换能器阵列103之间切换。换能器开关400的角色与针对图5、图6、图7以及图8所讨论的相同。

[0132] 现在参考图21、图22、图23以及图24,这些图示出了具有本文中所述特征的组合的各种信号途径100。应当注意,所述组合类似于图9、图10、图11以及图12中所述的那些组合。

[0133] 以下数据带宽要求并不适用于非求和或非波束形成的接收波束形成器实施例。

[0134] 现在参考图25A,提供了针对具有128个信道的示例性信号处理途径100的数据带宽要求。技术人员应当理解,针对信号处理途径100的数据带宽要求可以取决于各种因素,例如但不限于,采集的样本的数量、信号处理途径信道的数量以及在向数据处理器传送所接收数据之前执行的波束成形的量。

[0135] 在图25A中提供的示例中,在信道板102至波束成形器板104之间的数据带宽要求按照以下确定:

[0136] 针对每条线生成的样本的数量通过以下给出:

$$[0137] \quad N_{\text{样本/线}} = \frac{\text{深度}}{\text{速度}} f_s \cdot N_{\text{孔径}}$$

[0138] 如果该值是通过在信道板上的若干信道部分波束成形的,则最终的比特数量将是:

$$[0139] \quad D_{\text{样本/线}} = \frac{\text{深度}}{\text{速度}} f_s \cdot N_{\text{位}}$$

[0140] 该数据必须被发射到波束形成器控制板,在最坏的情况下要在其需要采集线(深度/速度)时。因此数据传输速率必须至少为:

$$[0141] \quad \text{速率CB} \rightarrow \text{BCB} = f_s \cdot N_{\text{位}}$$

[0142] 给定具有16位(初始为12位,在部分波束成形期间转换为16位)分辨率的80MSPS的采样速率,系统必须支持至少1.28Gbps。由于需要多线波束成形,该速率必须乘以 $N_{\text{Multi-Lines}}=4$,其为针对总的5.12Gbps所允许同时接收的线的数量。

[0143] 应当注意的是,在波束成形器控制板和数据处理器/PC之间的数据带宽可以小于波束成形器控制板和信道板之间的数据带宽。这是因为波束成形器板可以被配置为处理(包括压缩)所接收信号以便降低带宽要求。

[0144] 现在参考图25B,提供了针对具有128个信道的替代信号处理途径100的数据带宽要求(相比于图25A)。技术人员应当理解,针对信号处理途径100的数据带宽要求可以取决于各种因素,例如但不限于,采集的样本的数量、信号处理途径信道的数量以及在向数据处理器传送所接收数据之前执行的波束成形的量。

[0145] 在本实施例中,相比于图25A,相当多的处理由数据处理器/PC来执行。在本实施例

中,波束成形器控制板直接向数据处理器传送原始数据。数据处理器随后执行在图25A中将在波束成形器控制板上执行的变缓和/或处理。依赖数据处理器简化了波束成形器控制板,这可以转化为成本和/或功率节省。此外,升级数据处理器可以在无需替换波束成形器控制板的情况下带来数据处理性能的改进。

[0146] 现在参考图26,示出了具有本公开的信号控制途径100的示例性超声成像装置1000。在本示例中,信号控制途径100具有两个信道控制板103,每个信道控制板103具有64个信道(总共128个信道)。信号处理途径100被配置为可以可切换地与三种超声换能器阵列一起操作-腹部换能器阵列、经直肠超声换能器阵列以及超高分辨率超声换能器阵列。在本示例中,经直肠超声换能器阵列以及超高分辨率超声换能器阵列还可以具有活组织检查引导件。超高分辨率超声换能器阵列还包括用来追踪换能器阵列的运动的运动跟踪器。技术人员可以理解,在不脱离本公开范围的前提下还可以使用其它换能器阵列配件。

[0147] 信号处理途径100是更大的超声成像装置1000的一部分。超声成像装置1000被配置为通过信号处理途径100采集并处理来自超声换能器阵列的超声成像数据。在本示例中,计算机被配置为允许用户通过用户接口面板采集并处理超声成像数据。

[0148] 应当理解,信号处理途径100可以是更大的超声成像装置1000的一部分。一种使用具有本发明所公开的信号处理途径100的超声成像装置1000的方法的示例包括但不限于以下步骤:

[0149] a) 通过用户接口、开关或者选择装置选择将被用于扫描人体中目标的超声换能器阵列103;

[0150] b) 启用所选择的超声换能器阵列103以获得与目标有关的数据;

[0151] c) 处理与目标有关的数据;以及

[0152] d) 以人可读的格式呈现所述数据。

[0153] 可以理解,还可以在本公开的范围内构思出使用超声成像装置1000和信号处理途径100的其它方法。示例包括但不限于,向第二接口输出未经处理的数据、向非现场位置发送人可读的数据,或者打印人可读的数据。

[0154] 在一示例中,一种使用具有本发明所公开的信号处理器途径100的超声成像装置1000的方法如下所述:超声成像装置操作员选择低频超声换能器阵列(3.5MHz腹部)来扫描受试者腹部以便对受试者的前列腺定位和成像。一旦受试者的前列腺被定位,则可以选择经直肠超声换能器阵列(6.5MHz TRUS)来扫描受试者的前列腺以测量前列腺体积并定位前列腺内的区域。例如,可以利用经直肠超声换能器阵列(6.5MHz TRUS)执行系统六分仪活组织检查。

[0155] 可以选择超高分辨率经直肠换能器阵列(21MHz)来定位并识别前列腺中小于5mm的结构。在本示例中,医生可以引导针朝向前列腺中的可疑区域以便获得靶向的活组织检查样本。在一些示例中,还可以通过超高分辨率经直肠换能器阵列(21MHz)检测针头。这可以用于帮助人员执行活组织检查以至少部分地引导针头朝向前列腺中的可疑区域。

[0156] 以下条款被提供作为对设备的示例的进一步描述。以下条款中的任意一个或多个可以与以下条款中的任意另外一个或多个相组合和/或与任意另一个条款的任意分款或部分或多个部分和/或条款的组合和排列相组合。以下条款中的任意一个可以坚持其自己的优点而无需与任何其它条款或任何其它条款的任何部分等进行组合。条款1一种根据本段

落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)用于超声成像装置1000的信号处理途径100,所述信号处理途径100包括:发射途径106,其被配置为向超声换能器阵列103发射所发射信号;接收途径108,其被配置为从超声换能器阵列103接收所接收信号;以及控制途径110,其用于控制所发射信号的发射和所接收信号的接收;其中发射途径、接收途径以及控制途径被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。条款2一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1所述的信号处理途径100:其进一步包括:控制途径110包括:发射/接收开关214,其用于在发射途径和接收途径之间切换;发射途径106包括:发射波束成形器200,其用于控制所发射信号的定时和形状;以及脉冲发生器202,其用于调节所发射信号的电压;以及接收途径108包括:接收波束成形器204,其用于至少部分地存储和传输所接收信号;ADC(模拟/数字转换器)206,其用于转换所接收信号;VGA(可变增益放大器)208,其用于放大所接收信号的选定特性;AAF(抗混叠滤波器)210,其用于防止混叠并用于限制所接收信号的噪声;以及LNA(低噪声放大器)212,其用于放大所接收信号;条款3一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至2中任一项所述的信号处理途径100,其进一步包括换能器元件多路复用器300,所述换能器元件多路复用器被配置为用于针对发射途径中的每个信道选择超声换能器阵列103中将被驱动的一个或多个超声换能器元件。条款4一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至3中任一项所述的信号处理途径100,其进一步包括:换能器开关400,所述换能器开关400用于在两个或更多个超声换能器阵列103之间切换,其中超声换能器阵列103中的每一个被配置为在信号处理途径100的频率子范围内操作。条款5一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至4中任一项所述的信号处理途径100,其中超声换能器阵列103具有以21MHz(UHR-TRUS)700、6.5MHz(TRUS)702以及3.5MHz(腹部)704中的任一个为中心的频带。条款6一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至5中任一项所述的信号处理途径100,其中,超声换能器阵列103具有配置为用于扫描人前列腺的频带。条款7一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至6中任一项所述的信号处理途径100,其中,发射途径和接收途径具有128个信道,每个信道被配置为发射所发射信号和从超声换能器阵列103中的超声换能器元件接收所接收信号。条款8一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至6中任一项所述的信号处理途径,其中,发射途径和接收途径具有一定数量的信道,所述一定数量的信道与最高频率的超声换能器成比例以便保持可操作为扫描人前列腺的分辨率。条款9一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求3至8中任一项所述的信号处理途径100,其中,换能器元件多路复用器300是4:1多路复用器,使得具有512个超声换能器元件的超声换能器阵列103由发射途径驱动,发射途径具有128个信道。条款10一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求2至8中任一项所述的信号处理途径100,其中,接收波束成形器204还至少部分地延迟、缩放并求和所接收信号。条款11一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)用于超声成像装置1000的信号处理途径100,信号处理途径100包括:信道板103,其被配置为向超声换能器阵列103发射所发射信号和从其接收所接收信号;以及波束成形器控制板104,其被

配置为控制信道板103;其中,信道板103和波束成形器控制板104被配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。条款12一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11所述的信号处理途径100,其中:信道板103包括:发射/接收开关214,其用于在发射途径和接收途径之间切换;发射波束成形器200,其用于控制所发射信号的定时和形状;脉冲发生器202,其用于调节所发射信号的电压;接收波束成形器204,其用于至少部分地存储和传输所接收信号;ADC(模拟/数字转换器)206,其用于转换所接收信号;VGA(可变增益放大器)208,其用于放大所接收信号的选定特性;AAF(抗混叠滤波器)210,其用于防止混叠并用于限制所接收信号的噪声;以及LNA(低噪声放大器)212,其用于放大所接收信号。条款13一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至12中任一项所述的信号处理途径100,其进一步包括:换能器元件多路复用器300,所述换能器元件多路复用器被配置为用于针对发射途径中的每个信道选择超声换能器阵列103中将被驱动的一个或多个超声换能器元件。条款14一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至13中任一项所述的信号处理途径100,其进一步包括:换能器开关400,所述换能器开关400用于在两个或更多个超声换能器阵列103之间切换,其中超声换能器阵列103中的每一个配置为在信号处理途径100的频率子范围内操作。条款15一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至14中任一项所述的信号处理途径100,其中,超声换能器阵列103具有以21MHz(UHR-TRUS)700、6.5MHz(TRUS)702以及3.5MHz(腹部)704中的任一个为中心的频带。条款16一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至15中任一项所述的信号处理途径100,其中,超声换能器阵列103具有配置为用于扫描人前列腺的频带。条款17一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至16中任一项所述的信号处理途径100,发射途径和接收途径具有128个信道,每个信道被配置为发射所发射信号和从超声换能器阵列103中的超声换能器元件接收所接收信号。条款18一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至17中任一项所述的信号处理途径,其中,发射途径和接收途径具有一定数量的信道,所述一定数量的信道与最高频率的超声换能器成比例以便保持可操作为扫描人前列腺的分辨率。条款19一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求13至18中任一项所述的信号处理途径100,其中,换能器元件多路复用器300是4:1多路复用器,使得具有512个超声换能器元件的超声换能器阵列103由发射途径驱动,发射途径具有128个信道。条款20一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求11至19中任一项所述的信号处理途径100,其中,接收波束成形器204还至少部分地延迟、缩放并求和所接收信号。条款21一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至20中任一项所述的信号处理途径100,其中,信号处理途径100具有配置为允许从信道板102到处理装置进行高速数据传输的数据带宽。条款22一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至21中任一项所述的信号处理途径100,其中,信号处理途径被配置在用于超声成像装置的子板上。条款23一种根据本段落中任何条款所述的设备,进一步包括(如果需要的话)根据权利要求1至21中任一项所述的信号处理途径100,其中,信号处理途径被配置在用于PC的扩展板上。

条款24一种具有本段落中任何条款所述的特征的超声成像装置1000。条款25一种使用具有本段落中任何条款所述的特征的超声成像装置100的方法。条款26一种用于操作超声成像装置的方法,包括:提供发射途径106,发射途径106用于向超声换能器阵列103发射所发射信号;提供接收途径108,接收途径108用于从超声换能器阵列103接收所接收信号;提供控制途径110,控制途径110用于控制所发射信号的发射以及所接收信号的接收;以及将发射途径、接收途径以及控制途径配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

[0157] 应当理解,本描述指出并描述了信号处理途径100的可选方案和变型,而不管本描述是否通过明确的术语和/或非明确的术语指出了信号处理器途径100的可选方案或变型。在本段落中所指出的信号处理途径100的其它可选方案可以根据需要和/或根据期望能够适应特定的技术目标和/或技术功能包括在详细描述中指出的技术特征(组件、部件、项目、装置等)的任意组合和/或排列。应当理解,在可能的情况下,信号处理途径100的任何一个或多个技术特征和/或技术特征的任何一个或多个部分可以按照任意组合和/或排列与产品100的任何其它一个或多个技术特征和/或技术特征的任何其它一个或多个部分进行组合。信号处理途径100的任何一个或多个技术特征和/或技术特征的任何一个或多个部分可以依靠其自身的优点而无需与另一技术特征相组合。应当理解,本领域技术人员可以知晓各个实施例的技术特征可以在其它实施例中进行配置(在可能的情况下),即使以上并未按此明确地指出。应当理解,本领域技术人员可以知晓,为了根据制造要求而调整信号处理途径100的部件的配置的其它可选方案也是可能的,并且仍然保留在至少在一个或多个权利要求中描述的本发明的范围内。本书面描述使用了示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使本领域的任意技术人员能够制造和使用本发明。本发明的专利权范围由权利要求所限定并且可以包括本领域技术人员可以想到的其它示例。此类其它示例在结构元件并不与权利要求的字面语言不同的情况下,或者在包括具有与权利要求的字面语言不同的非实质性差异的等价结构元件的情况下仍在权利要求的范围内。可以理解,以上所述的组件和模块可以根据需要彼此相连接以执行在本领域技术人员范围内的期望功能和任务,以在无需按照明确术语描述各个和每一个的情况下做出此类组合和排列。不存在可以优于本领域技术人员可获得的任何等价物的特定组件或部件。不存在优于其它模式的用来实践所公开主题的特定模式,只要可以执行功能。认为在本文献中已经提供了所公开主题的所有关键方面。应当理解,本发明的范围受限于所附独立权利要求所提供的范围,并且还应当理解的是,本发明的范围并不限于:(i)从属权利要求,(ii)具体实施方式,(iii)发明内容,(iv)摘要,和/或(v)本文献以外提供的描述(也就是说,在提交申请时之外、在审查执行时和/或在授权时)。应当理解的是,对于本文献,术语“包含(includes)”等同于词语“包括(comprising)”。以上内容概述了非限制性实施例(示例)。所述描述针对特定的非限制实施例(示例)作出。应当理解的是,非限制性实施例仅作为示例例示说明。

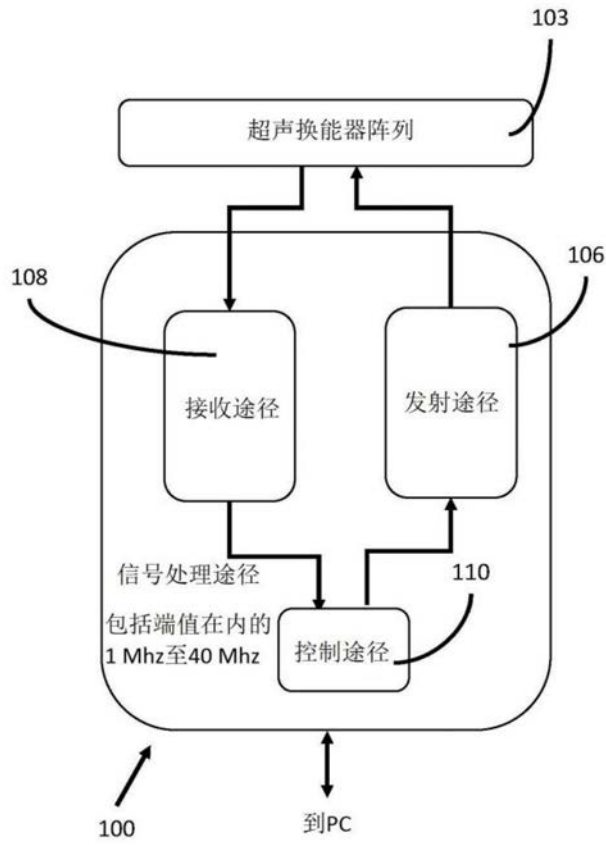
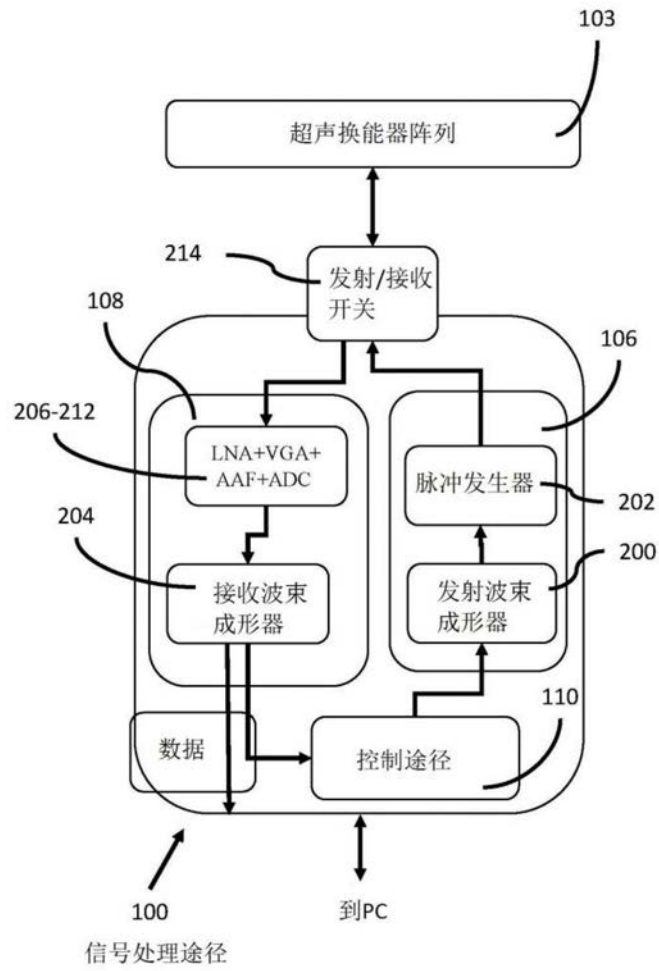
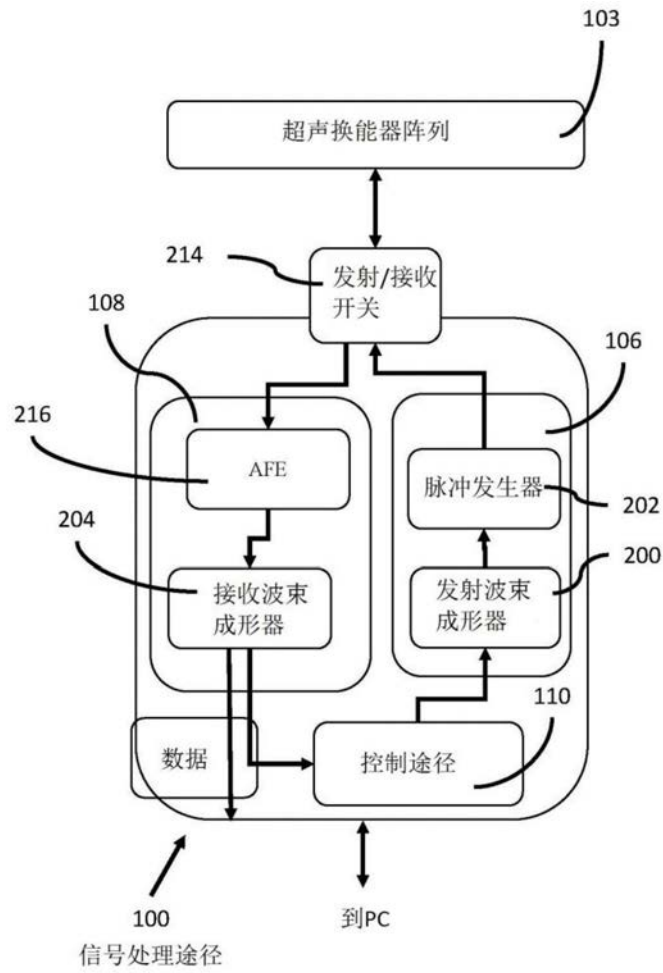


图1



包括端值在内的
1 Mhz至40 Mhz

图2A



包括端值在内的
1 Mhz至40 Mhz

图2B

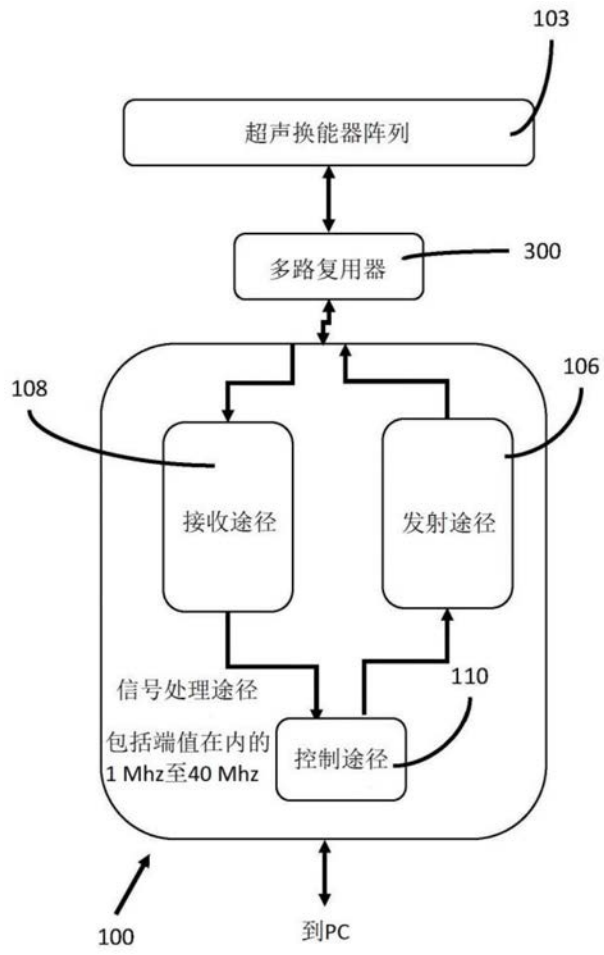


图3

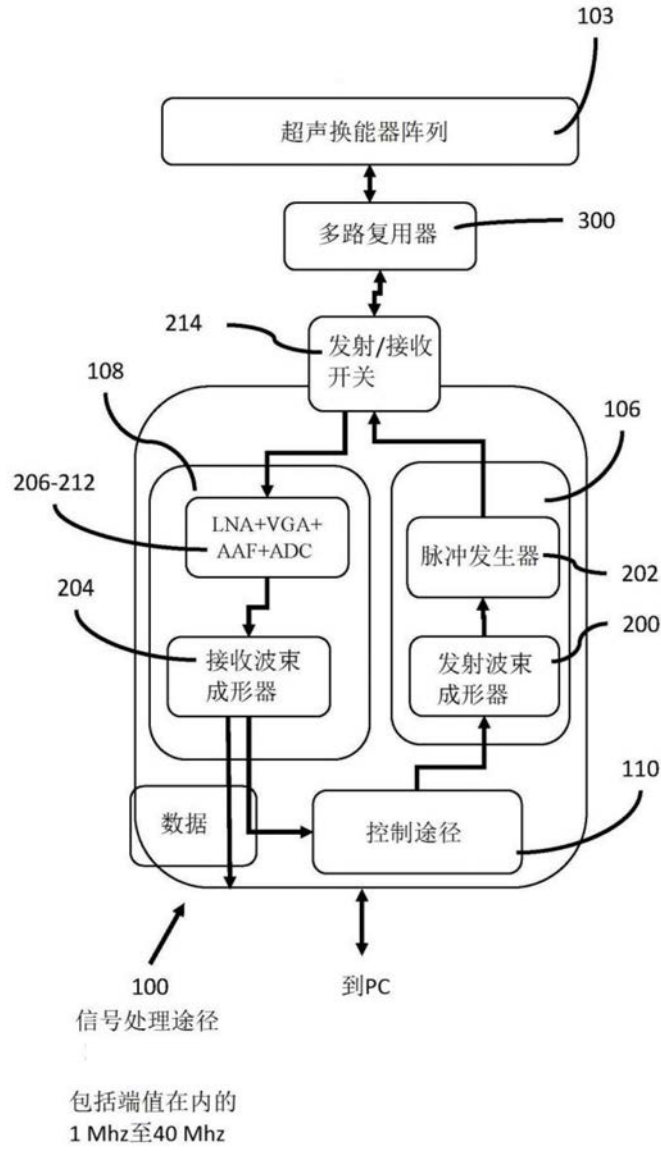


图4

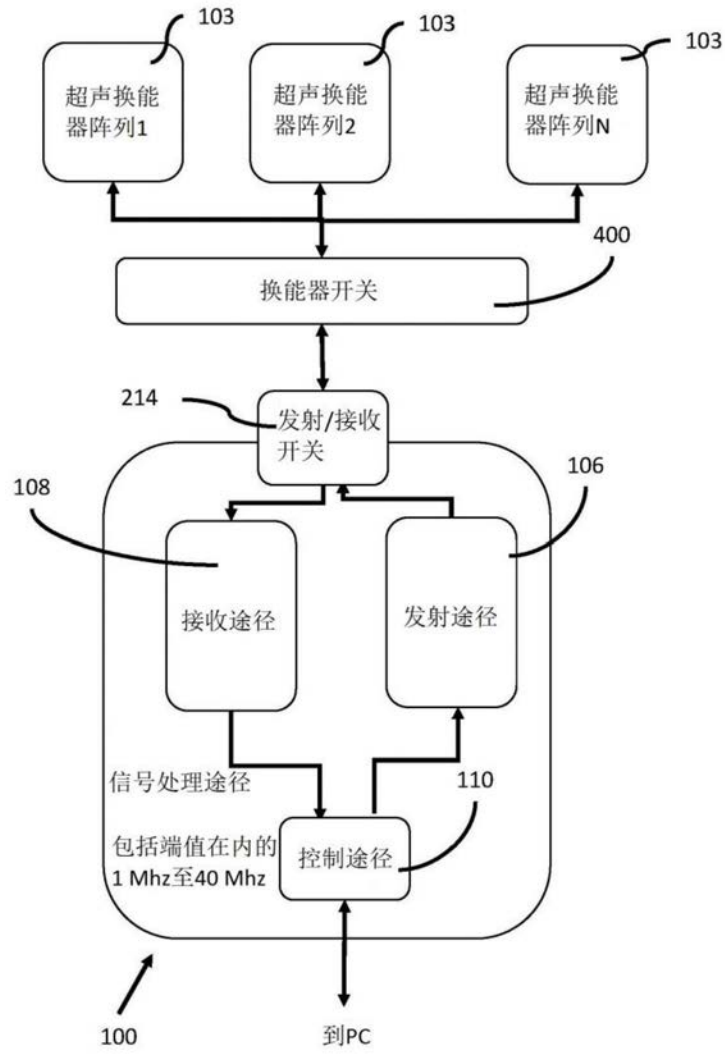


图5

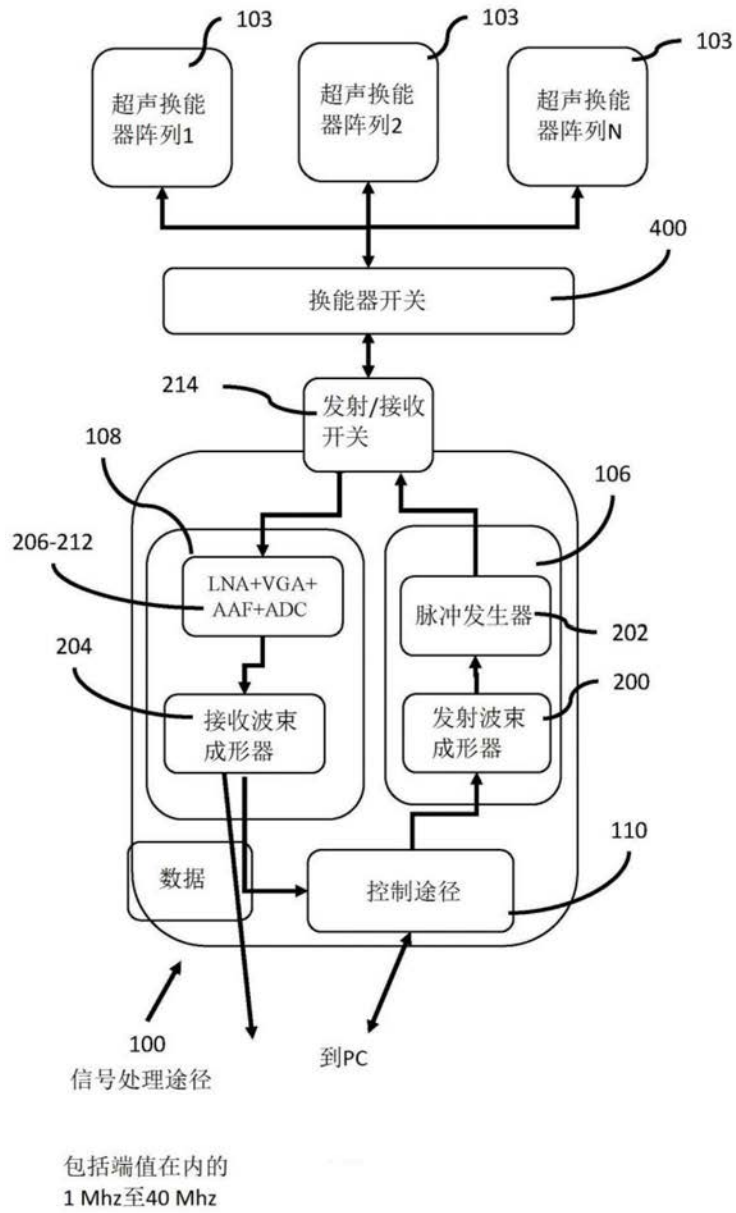


图6

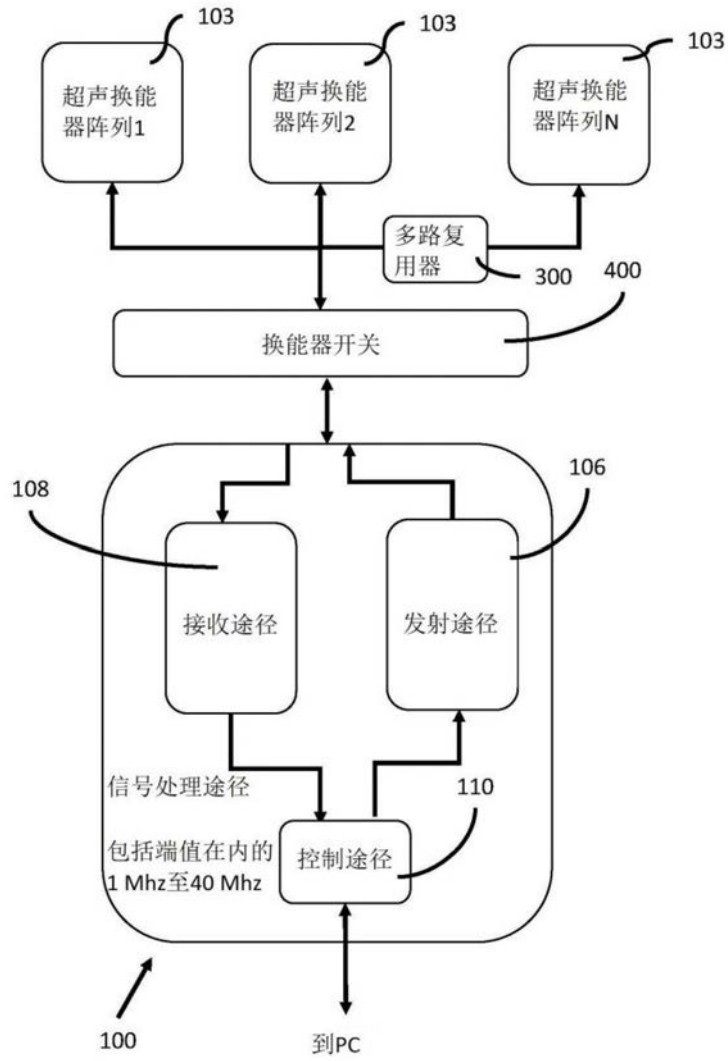
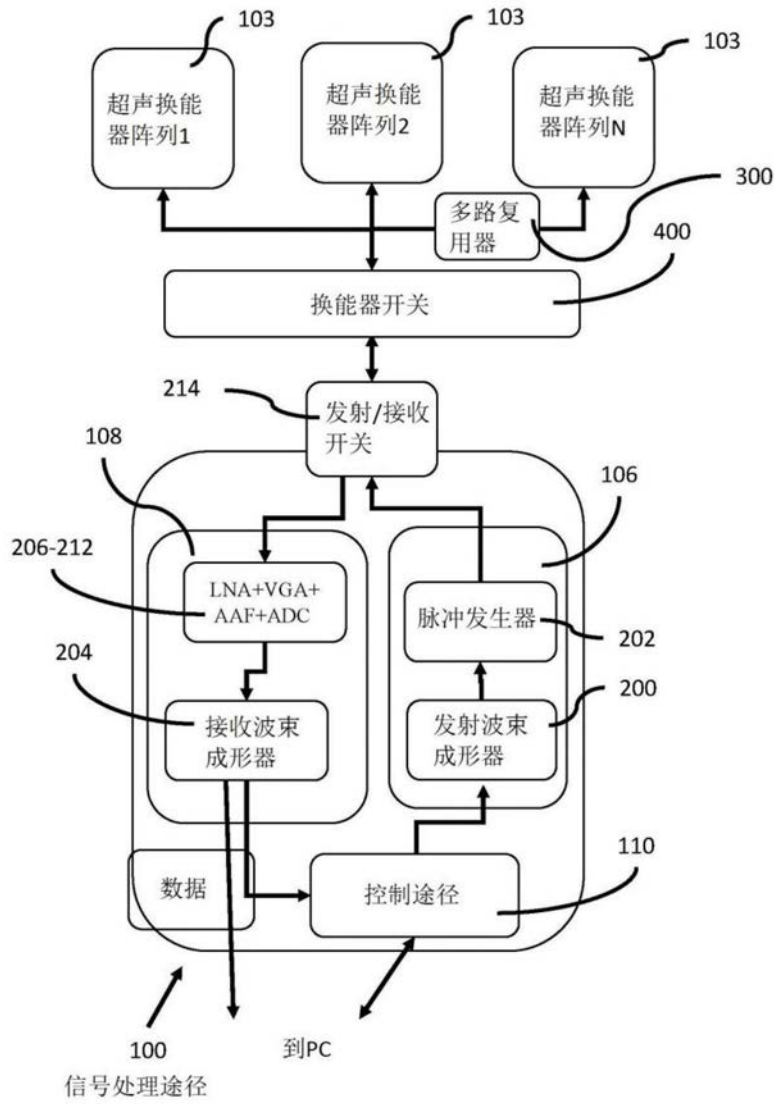


图7



包括端值在内的
1 Mhz至40 Mhz

图8

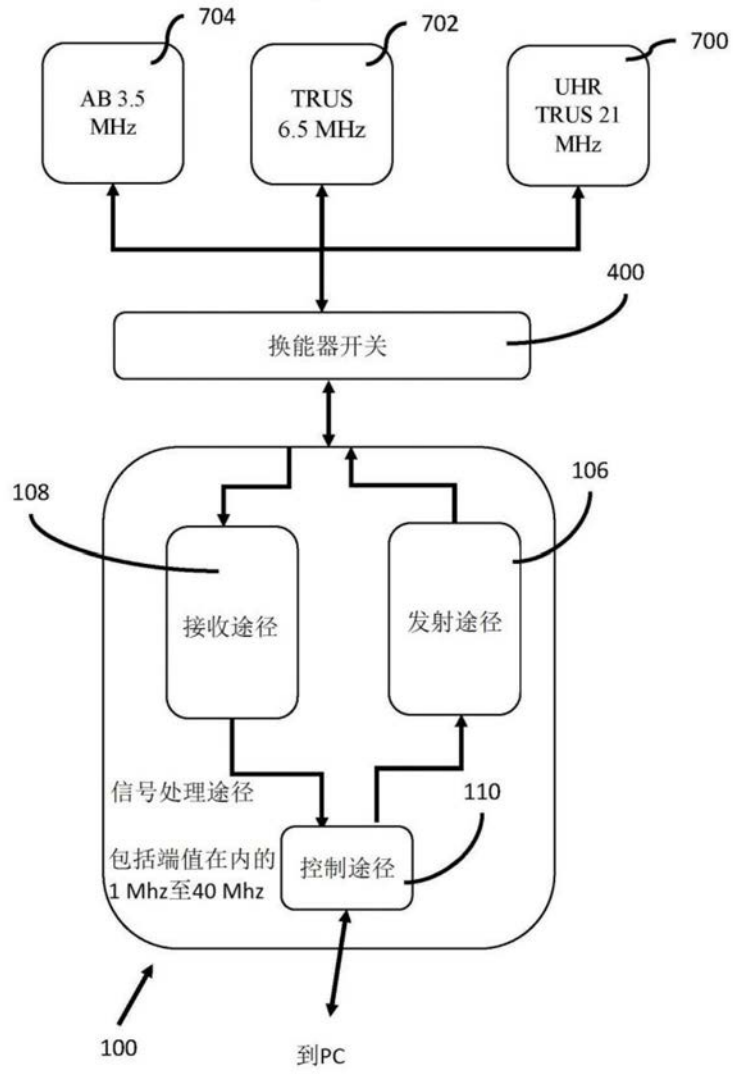
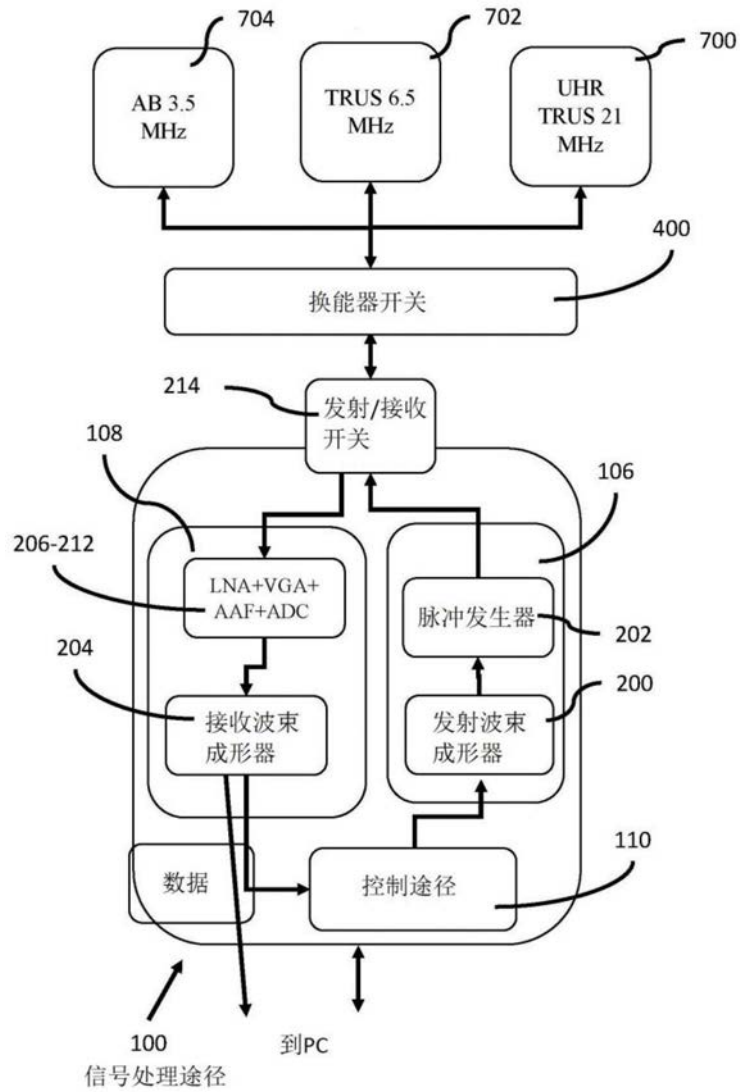


图9



包括端值在内的
1 Mhz至40 Mhz

图10

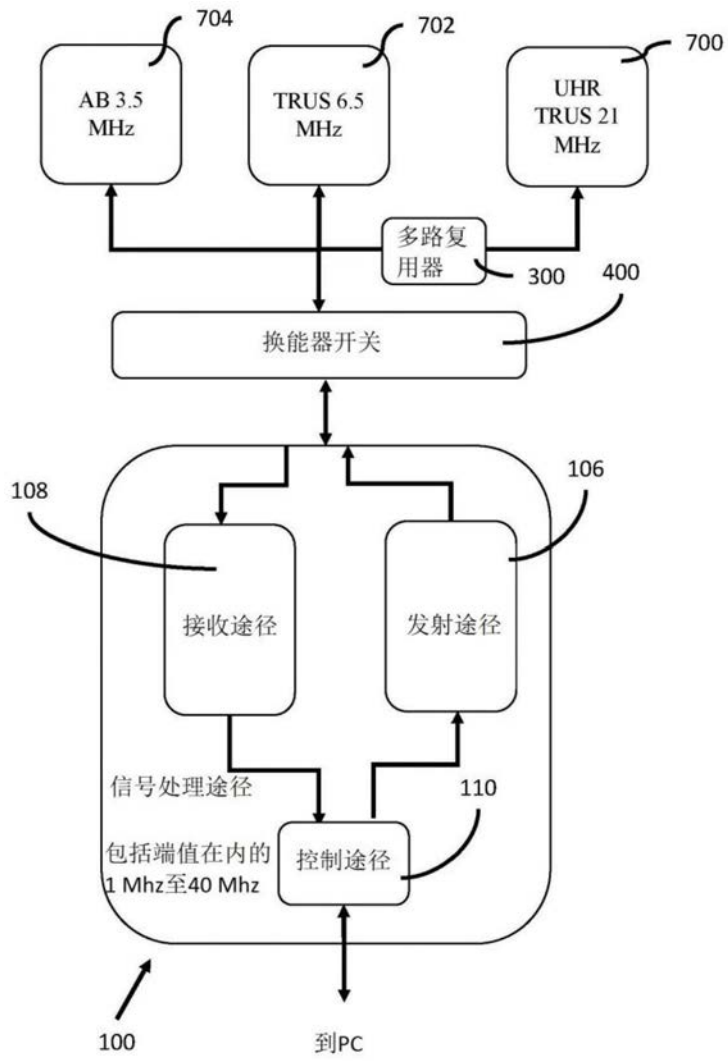
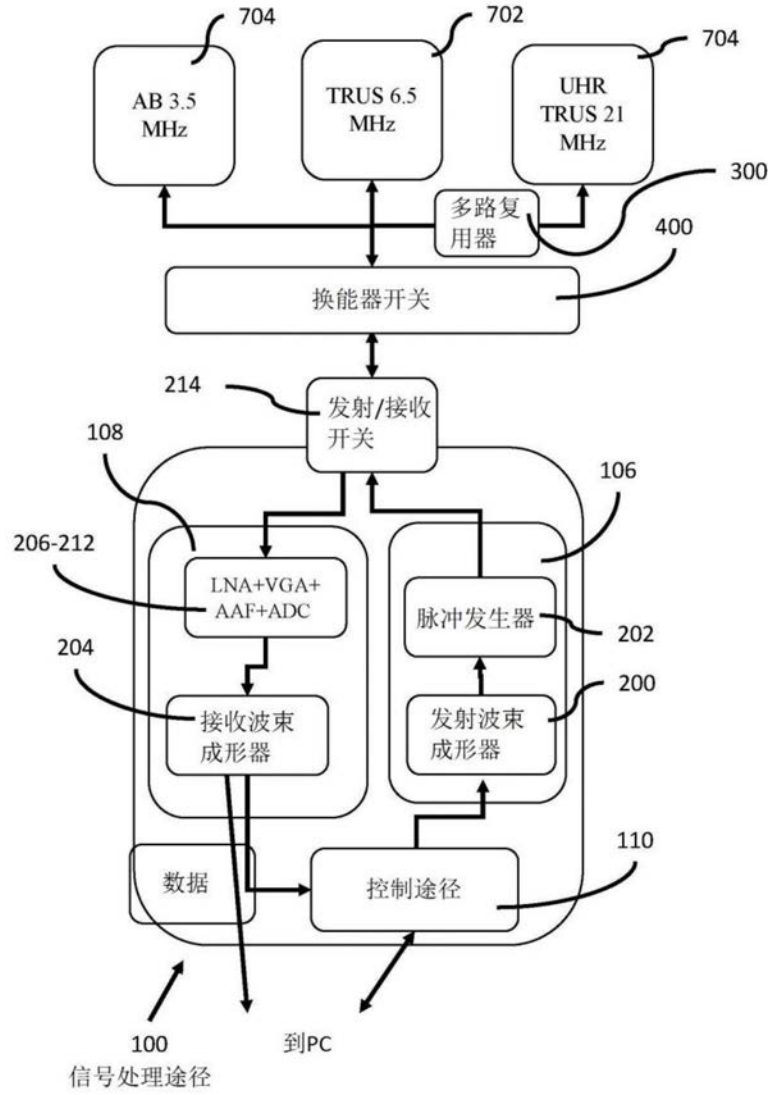


图11



包括端值在内的
1 Mhz至40 Mhz

图12

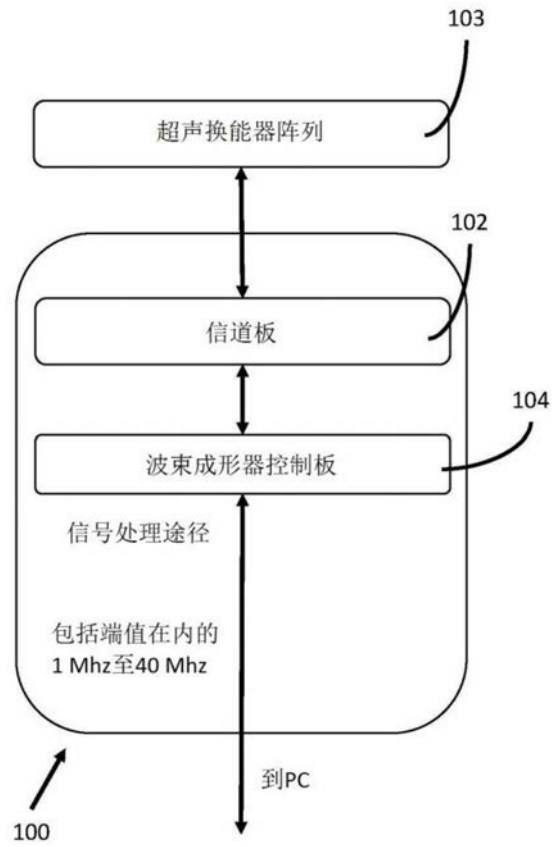


图13

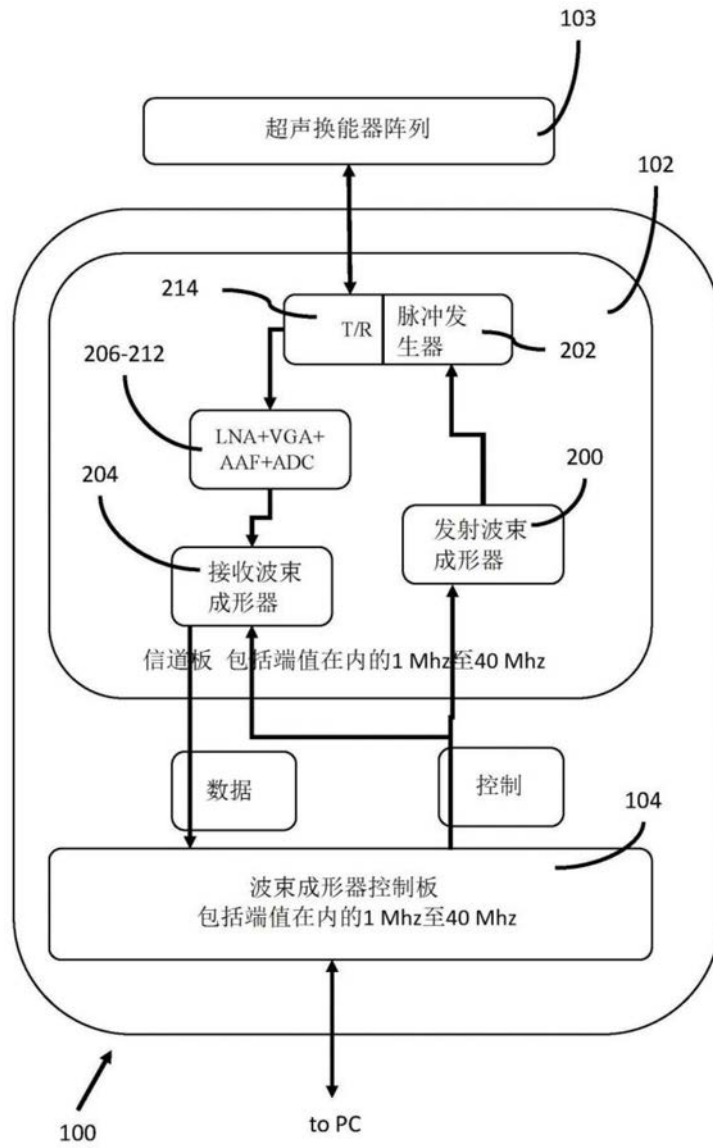


图14

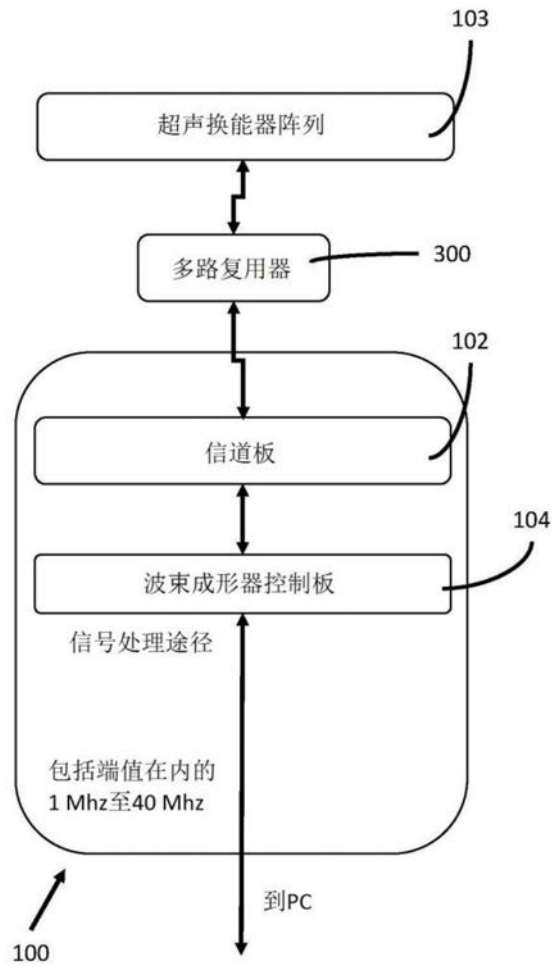


图15

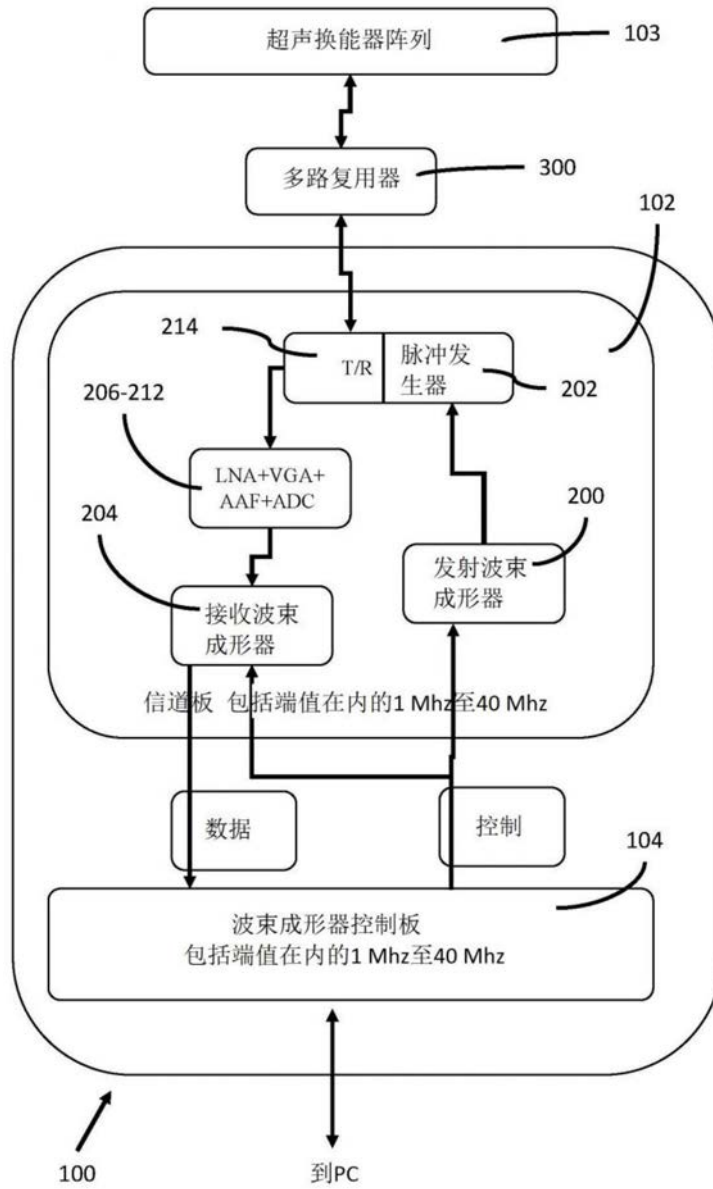


图16

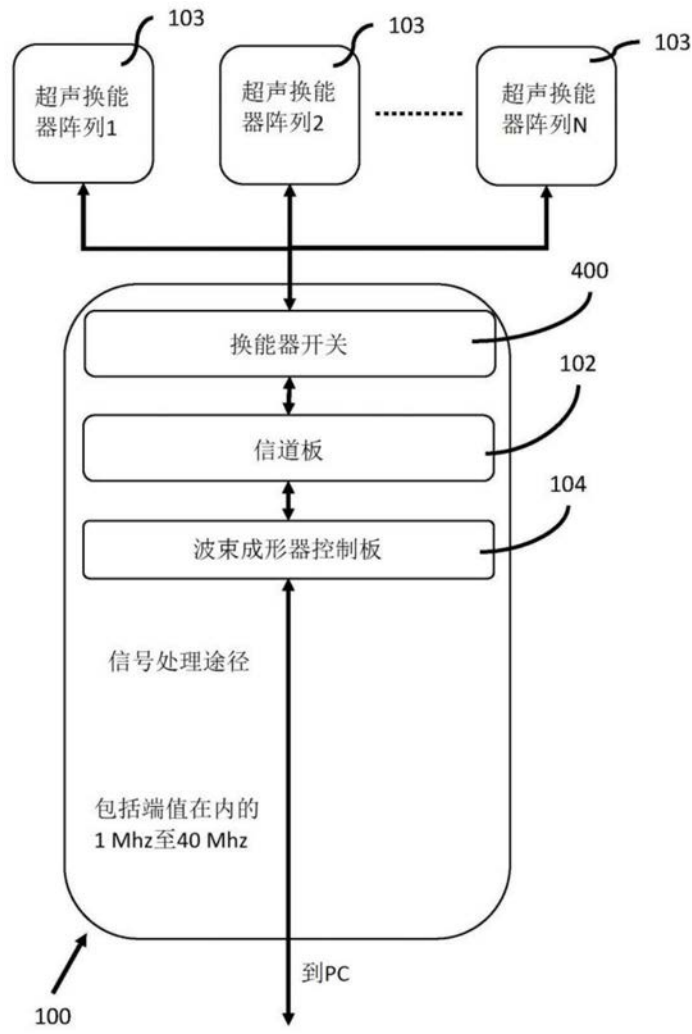


图17

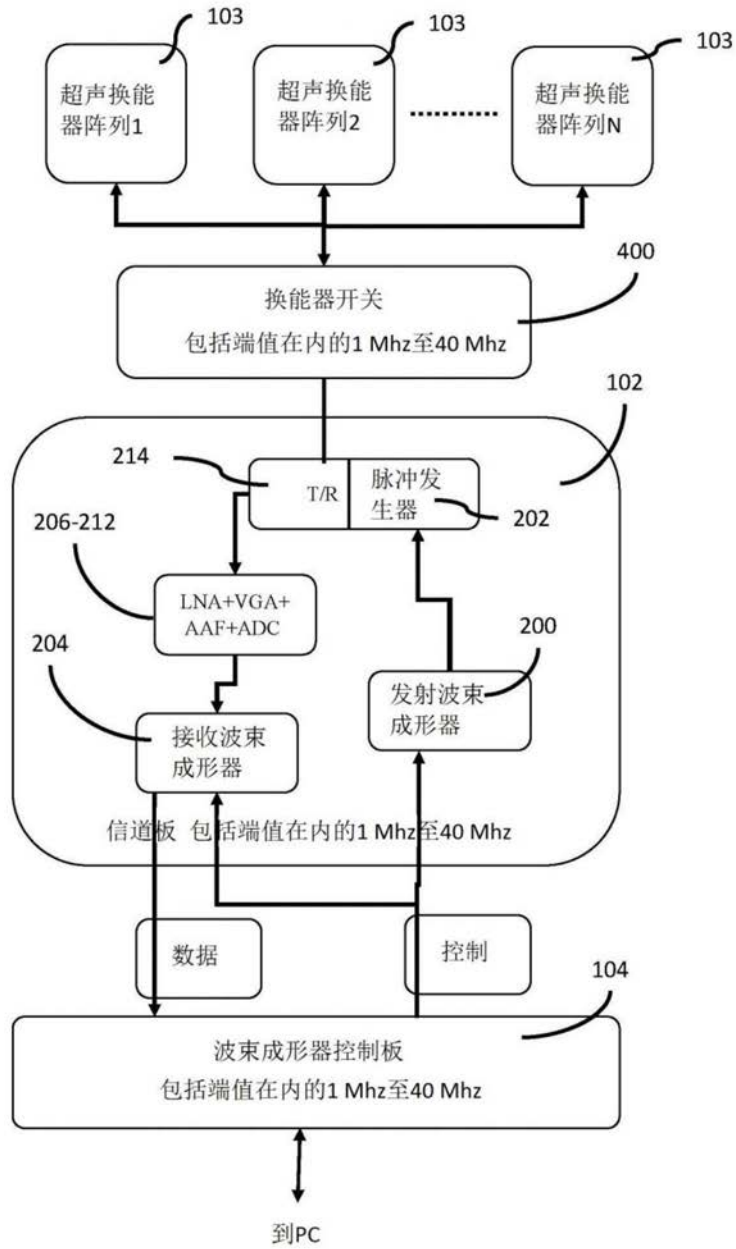


图18

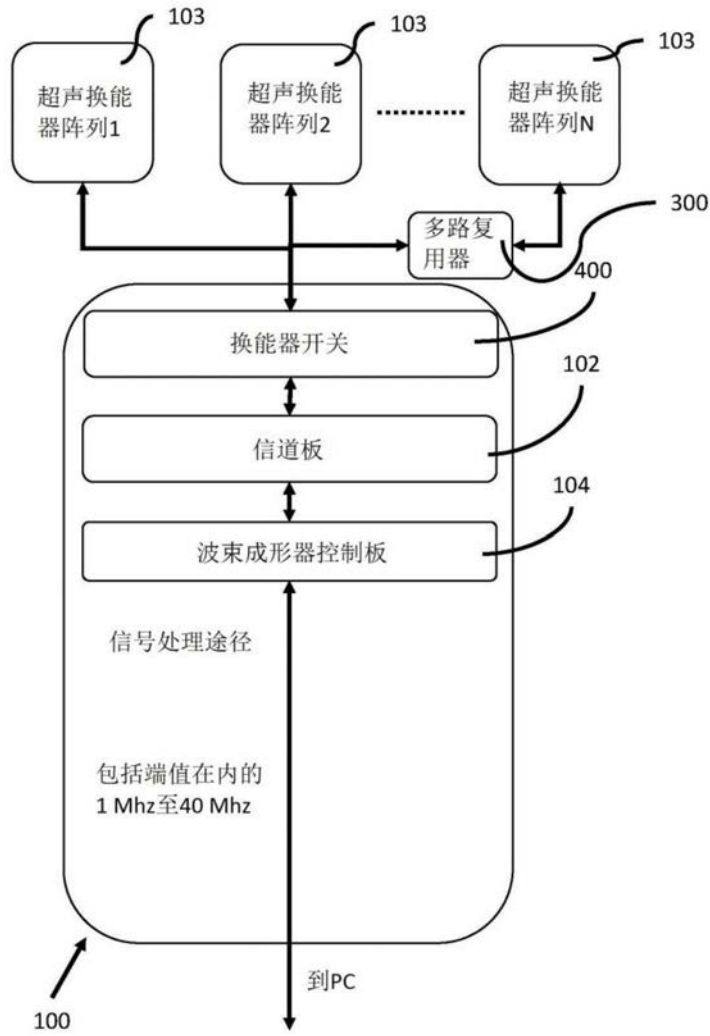


图19

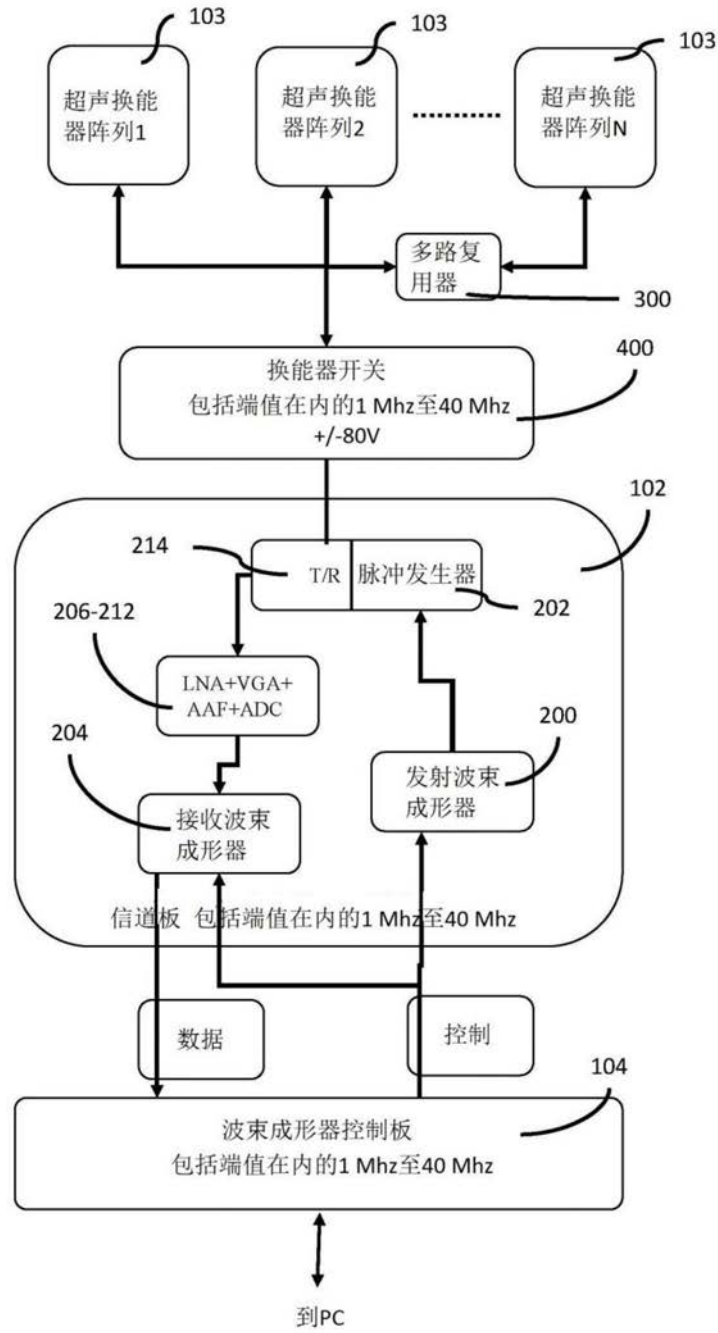


图20

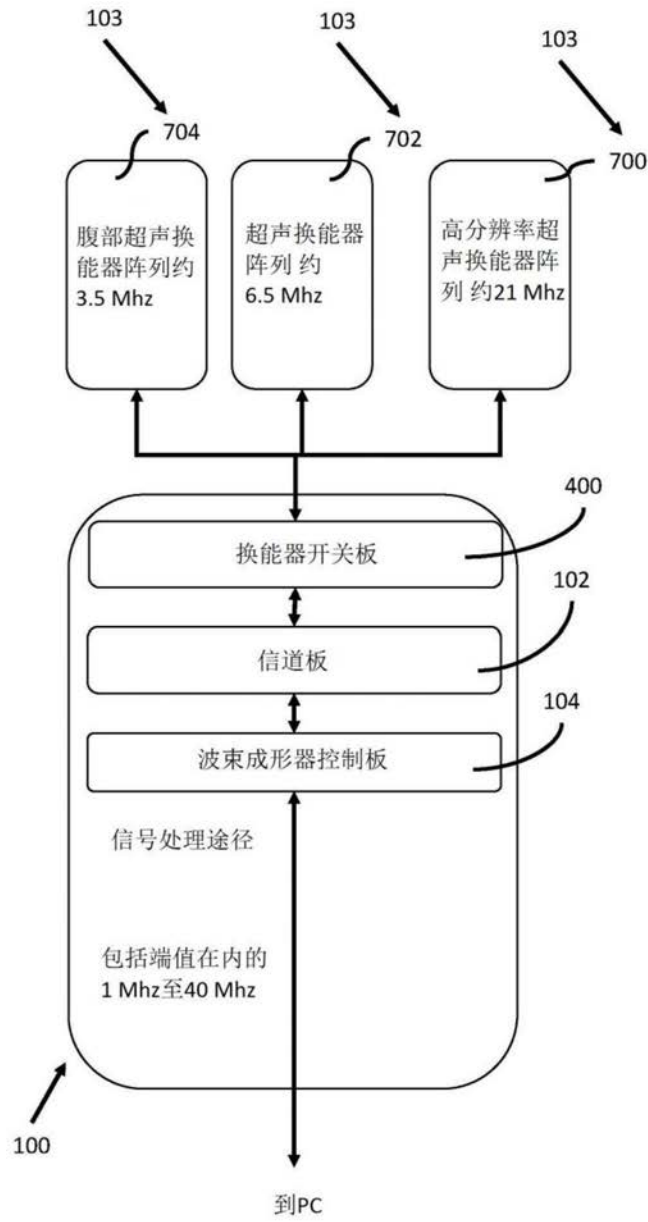


图21

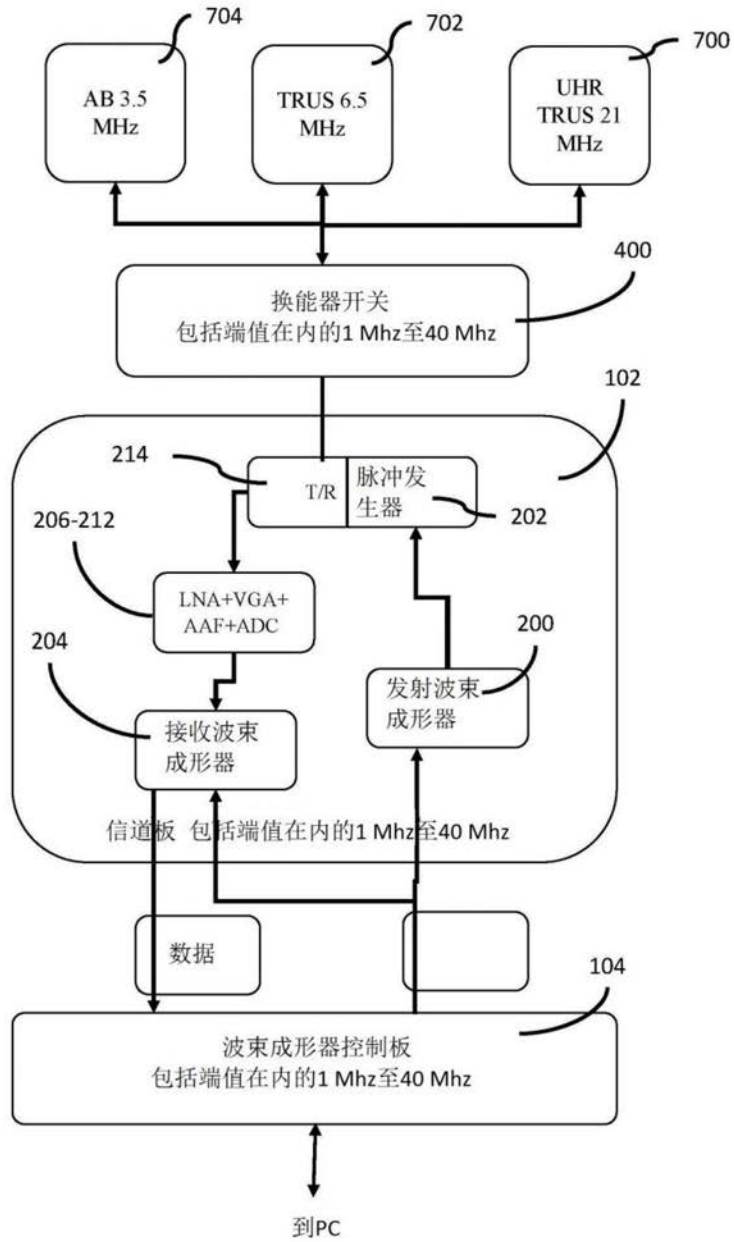


图22

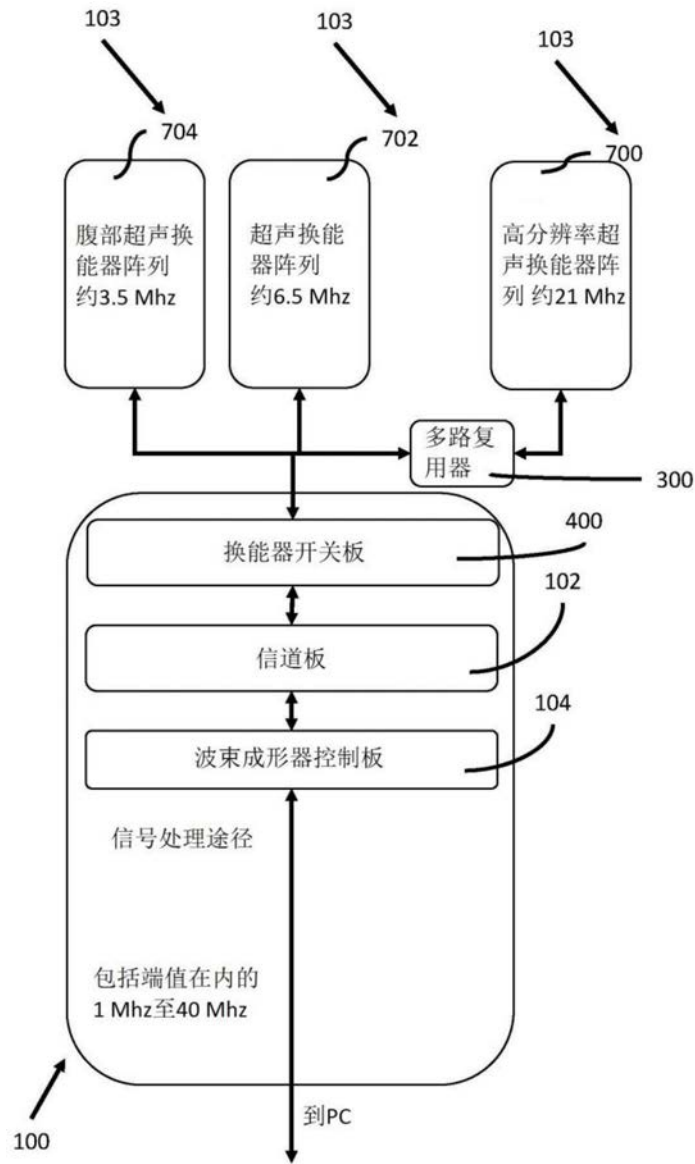


图23

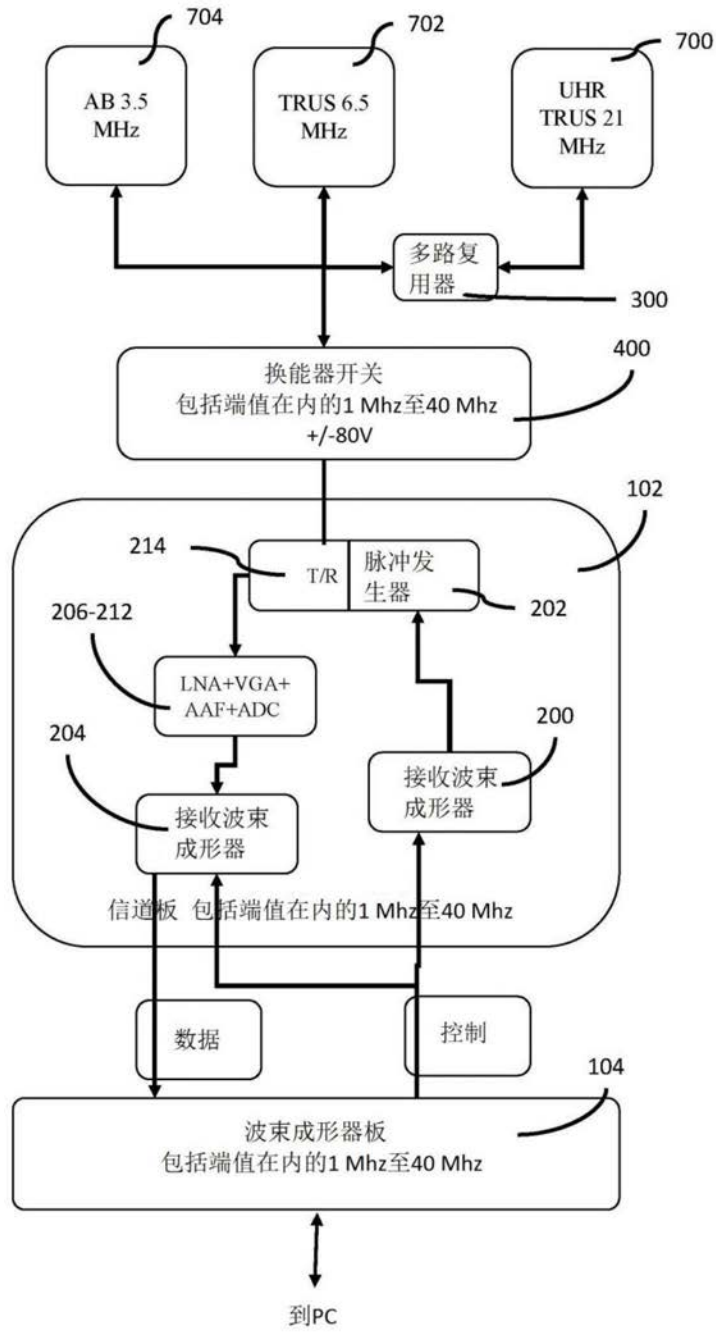


图24

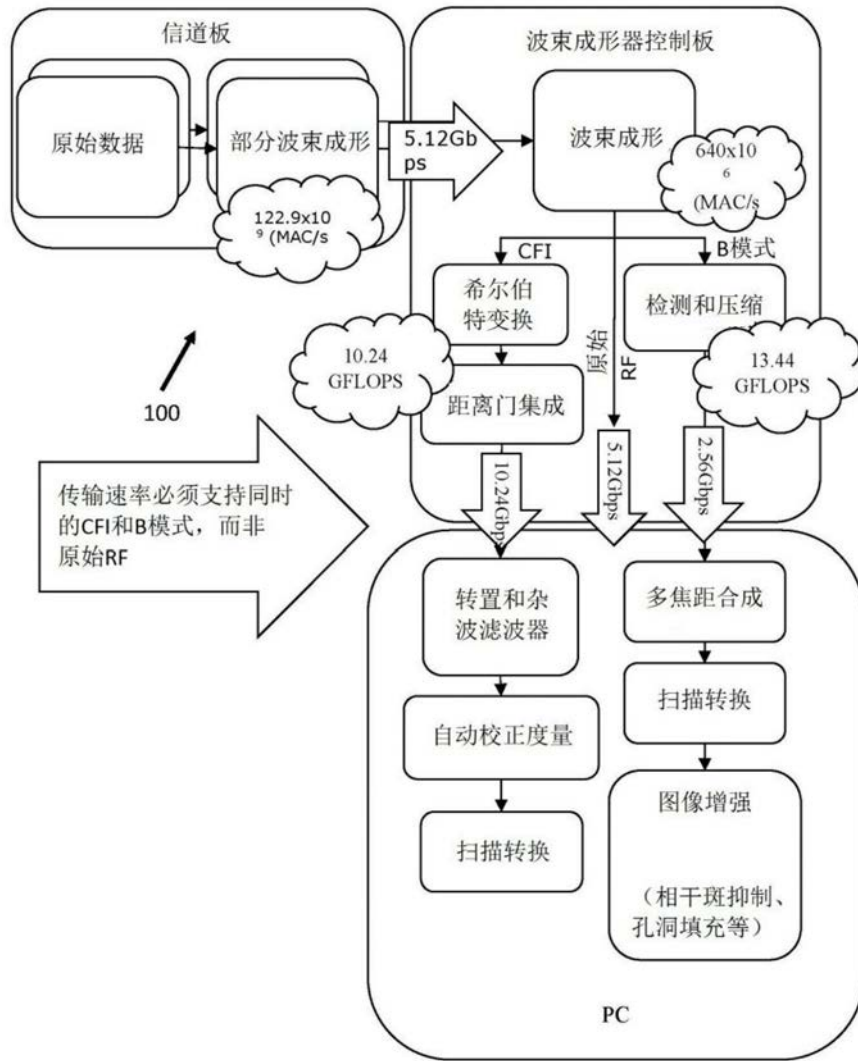


图25A

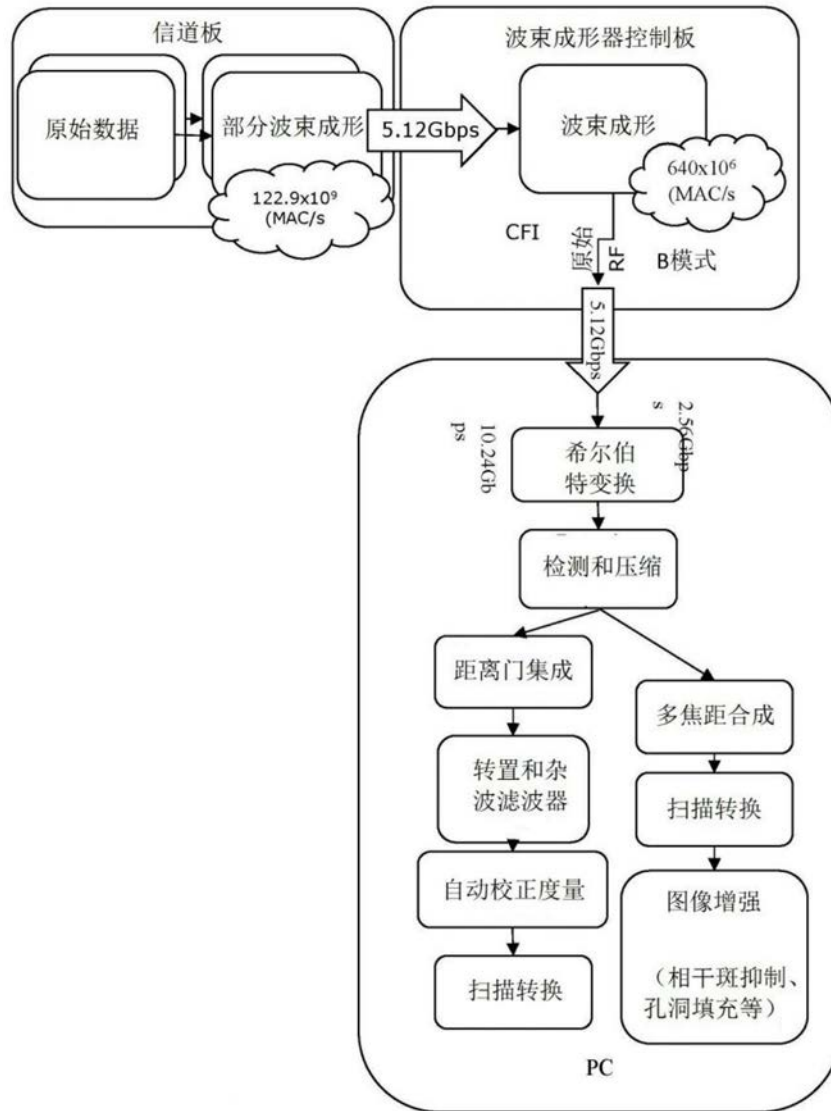


图25B

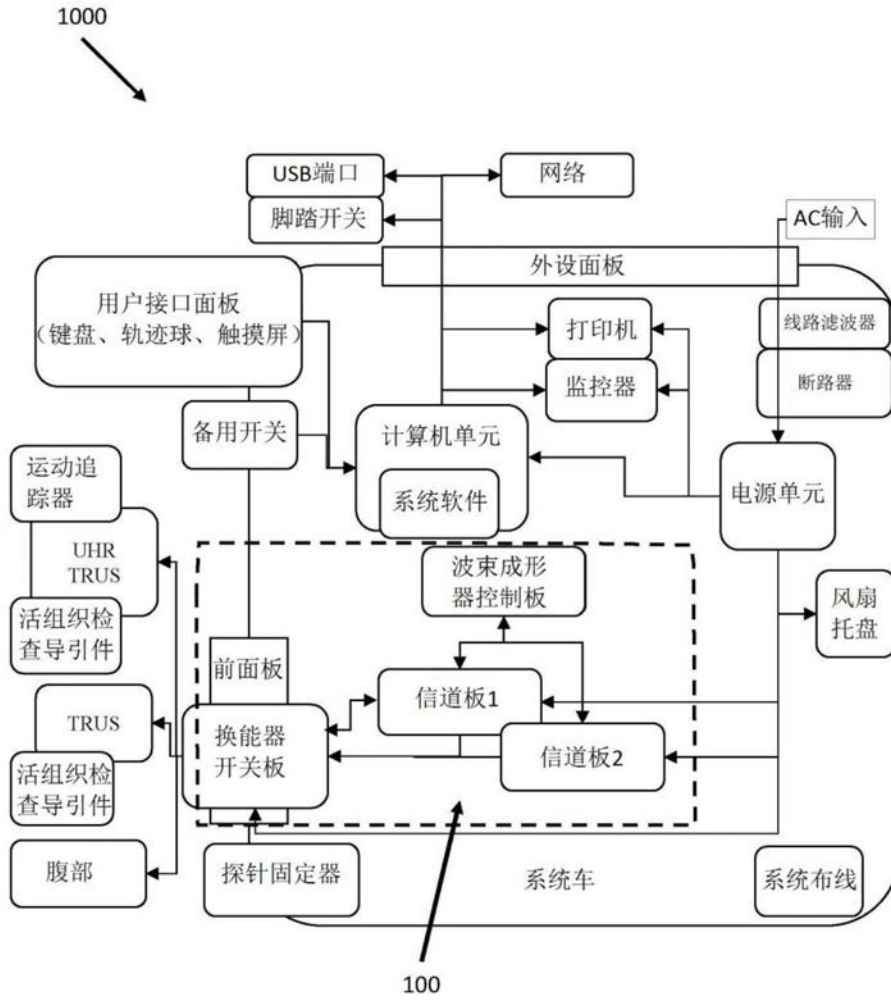


图26

专利名称(译)	用于超声成像装置的信号处理途径		
公开(公告)号	CN110312477A	公开(公告)日	2019-10-08
申请号	CN201780059704.8	申请日	2017-09-29
[标]发明人	S·拉姆 J·温		
发明人	S·拉姆 J·温 B·C·沃德林格 Z·托巴蒂安		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/4477 G01S7/52082 G01S15/8915 G01S15/8952 G01S15/8956 A61B8/085 A61B8/4488 A61B8/5269 A61B8/56 G01S7/52095		
优先权	62/401350 2016-09-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于超声成像装置的信号处理途径。所述信号处理途径配置为在包括端值在内的1MHz至40MHz的频率范围和包括端值在内的-80V至+80V的电压范围内操作。

