

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580033130.4

[43] 公开日 2007年9月5日

[11] 公开号 CN 101031244A

[22] 申请日 2005.9.22

[21] 申请号 200580033130.4

[30] 优先权

[32] 2004.9.29 [33] US [31] 60/614,383

[86] 国际申请 PCT/IB2005/053130 2005.9.22

[87] 国际公布 WO2006/035381 英 2006.4.6

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.29

[71] 申请人 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 R·R·恩特雷金

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 张雪梅 梁永

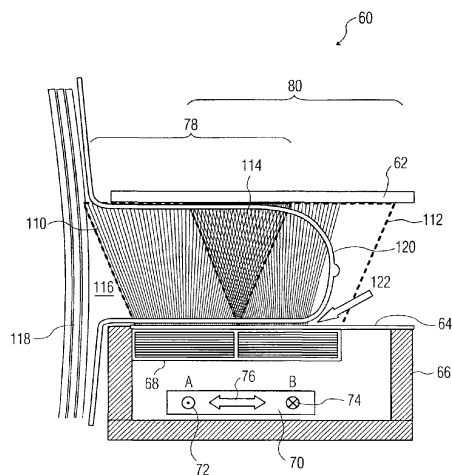
权利要求书4页 说明书11页 附图7页

### [54] 发明名称

进行增强超声诊断乳房成像的方法和装置

### [57] 摘要

一种进行增强的超声诊断乳房成像的方法包括采用构造成用于在其间容纳和压迫乳房的第一和第二压迫板(62, 64)。乳房从近端处的患者胸壁(118)延伸至远端处的乳头。乳房靠近乳头和乳房靠近乳房侧边缘的部分在乳房压迫期间不与第二压迫板接触。超声换能器阵列(68)沿一路径移动以扫描乳房,该超声换能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板(64)的一面。当超声换能器阵列(68)经过该路径时,采集表示乳房的图像数据。采集图像数据包括采用利用超声换能器阵列的电子束转向采集(i)乳房靠近胸壁的部分(116)和(ii)乳房不与第二板接触的部分(122)。



1、一种进行增强的超声诊断乳房成像的方法，包括：

提供第一压迫板；

提供第二压迫板，该第一和第二板构造成用于容纳乳房并适于将乳房压在该第一和第二板之间，乳房从近端处的患者胸壁延伸至远端处的乳头，而且其中在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分和乳房靠近乳房侧边缘的部分不与第二压迫板接触；

沿一路径移动超声换能器阵列以扫描乳房，该超声换能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板的一面；和

当超声换能器阵列经过该路径时，采集乳房的图像数据表示，其中采集图像数据包括采用利用超声换能器阵列的电子束转向，来采集以下两部分任一或二者内的图象数据：（i）乳房靠近胸壁的部分和（ii）乳房不与第二板接触的部分。

2、根据权利要求1所述的方法，其中采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的梯形线性图像数据。

3、根据权利要求1所述的方法，其中采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的且复合的梯形线性图像数据。

4、根据权利要求1所述的方法，其中电子束转向包括采用电子束转向来采集乳房的梯形体积图像的图像数据。

5、根据权利要求1所述的方法，其中电子束转向包括采用电子束转向来采集乳房的空间复合梯形体积图像的图像数据。

6、根据权利要求1所述的方法，其中超声换能器阵列声学耦合至所述第二板。

7、根据权利要求1所述的方法，其中沿所述路径移动超声换能器阵列包括通过换能器的二维铰接进行移动。

8、根据权利要求1所述的方法，其中所述路径包括沿乳房的交叠中心部分的两个轮回。

9、根据权利要求1所述的方法，其中第一压迫板和第二压迫板在压迫乳房期间基本上平行。

10、根据权利要求1所述的方法，其中超声换能器阵列包括二维

矩阵换能器阵列。

11、根据权利要求1所述的方法，其中超声换能器阵列包括线性换能器阵列。

12、根据权利要求1所述的方法，还包括：

处理所述图像数据以形成乳房的三维表示。

13、根据权利要求1所述的方法，还包括：

向远离采集位置的位置传送图像数据，以及处理所传送的图像数据以形成乳房的三维表示。

14、根据权利要求1所述的方法，其中移动超声换能器阵列还包括在垂直于所采集图像数据的图像平面的方向上、平行于所述第二板，自动平移所述超声换能器阵列。

15、一种进行增强的超声诊断乳房成像的方法，包括：

提供第一压迫板；

提供第二压迫板，该第一和第二板构造成用于容纳乳房并适于将乳房压在该第一和第二板之间，乳房从近端处的患者胸壁延伸至远端处的乳头，而且其中在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分和乳房靠近乳房侧边缘的部分不与第二压迫板接触；

提供放置成邻近与乳房相对的第二板的一面的超声换能器阵列，该超声换能器阵列还声学耦合至第二板；

沿一路径移动超声换能器阵列以扫描乳房；和

当超声换能器阵列经过该路径时，采集乳房的图像数据表示，其中采集图像数据包括采用利用超声换能器阵列的电子束转向，来采集以下两部分任一或二者内的图象数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分和(ii) 乳房不与第二板接触的部分，且其中采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集选自包括以下的组中的至少一种：(a) 空间转向的梯形线性图像数据和(b) 空间转向的且复合的梯形线性图像数据。

16、一种用于增强的诊断乳房成像的诊断超声成像系统，包括：  
第一压迫板；

第二压迫板，其中该第一和第二板构造成用于容纳乳房并适于将乳房压在该第一和第二板之间，乳房从近端处的患者胸壁延伸至远端处的乳头，而且其中在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分和乳

房靠近乳房侧边缘的部分不与第二压迫板接触；

放置成邻近与乳房相对的第二板的一面的超声换能器阵列；

用于使超声换能器阵列沿一路径移动以扫描乳房的装置；

用于当超声换能器阵列经过该路径时采集乳房的图像数据表示的装置，其中采集图像数据的装置采用利用超声换能器阵列的电子束转向，来采集以下两部分任一或二者内的图像数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分和(ii) 乳房不与第二板接触的部分。

17、根据权利要求16所述的系统，其中采集图像数据的装置还采用配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的梯形线性图像数据。

18、根据权利要求16所述的系统，其中采集图像数据的装置还采用配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的且复合的梯形线性图像数据。

19、根据权利要求16所述的系统，其中采用电子束转向还包括采集乳房的梯形体积图像的图像数据。

20、根据权利要求16所述的系统，其中采用电子束转向还包括采集乳房的复合梯形体积图像的图像数据。

21、根据权利要求16所述的系统，其中超声换能器阵列声学耦合至第二板。

22、根据权利要求16所述的系统，其中用于使超声换能器阵列沿所述路径移动的装置还包括：通过换能器的二维铰接移动换能器。

23、根据权利要求16所述的系统，其中所述路径包括沿乳房的交叠中心部分的两个轮回。

24、根据权利要求16所述的系统，其中第一压迫板和第二压迫板在乳房压迫期间基本上平行。

25、根据权利要求16所述的系统，其中超声换能器阵列包括二维矩阵换能器阵列。

26、根据权利要求16所述的系统，其中超声换能器阵列包括线性换能器阵列。

27、根据权利要求16所述的系统，还包括：

用于处理图像数据以形成乳房的三维表示的处理器。

28、根据权利要求 16 所述的系统，还包括：

用于向远离采集位置的位置传送图像数据的装置，和  
用于处理所传送的图像数据以形成乳房的三维表示的处理器。

29、根据权利要求 16 所述的系统，其中移动装置通过在垂直于所采集图像数据的图像平面的方向上、平行于所述第二板自动平移超声换能器阵列，来移动超声换能器阵列。

30、一种用于进行增强的诊断乳房成像的诊断超声成像系统，包括：

第一压迫板；

第二压迫板，该第一和第二板构造成用于容纳乳房并适于将乳房压在该第一和第二板之间，乳房从近端处的患者胸壁延伸至远端处的乳头，而且其中在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分和乳房靠近侧边缘的部分不与第二压迫板接触；

放置成邻近与乳房相对的第二板的一面的超声换能器阵列，该超声换能器阵列还声学耦合至第二板；

用于使超声换能器阵列沿一路径移动以扫描乳房的平移平台；和

用于当超声换能器阵列经过该路径时采集乳房的图像数据表示的控制器，其中该控制器采用利用超声换能器阵列的电子束转向，来采集以下两部分任一或二者内的图象数据：（i）乳房靠近胸壁的部分和（ii）乳房不与第二板接触的部分，且其中采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集选自包括以下的组中的至少一种：（a）空间转向的梯形线性图像数据和（b）空间转向的且复合的梯形线性图像数据。

## 进行增强超声诊断乳房成像的方法和装置

### 相关申请的相互参照

本发明涉及授予本公开受让人的、发明名称为“**Compression Plate For Diagnostic Breast Imaging** (用于诊断乳房成像的压迫板)”的美国专利 No.6,682,484 和发明名称为“**Spatial Compounded Three Dimensional Ultrasonic Images** (空间复合三维超声图像)”的美国专利 No.6,530,885, 这些专利的内容全部引入在此作为参考。

### 技术领域

本公开一般涉及医学诊断成像系统, 尤其涉及用于进行增强超声诊断乳房成像的方法和装置。

### 背景技术

自动三维 (3D) 乳房超声扫描与乳房 X 线照相类似, 其中乳房被压在两个平面的、半刚性表面或板之间。由于压迫板是平的, 因而采用线性阵列换能器, 从而换能器表面与一个压迫板的表面紧密接触。紧密接触有利于换能器和压迫板的声学耦合。此外, 压迫板是基本上平行的, 与 X 线乳房照相中相同。进一步地, 已知的自动 3D 乳房超声扫描方法采用线性阵列传感器采集垂直于压迫板的矩形图像。该矩形图像而后用于重建矩形 3D 体积。

然而, 由于受压迫乳房的形状不是矩形, 因而上述自动 3D 乳房超声扫描方法不能对乳房的全部体积进行成像。乳房的外部边缘, 包括乳头, 是弯曲的。因此, 乳房弯曲的外部边缘不能得到成像, 因为它们未与压迫板声学接触。在一个已知的方法中, 共形凝胶垫或水袋为这些弯曲区域提供耦合, 然而, 共形凝胶垫或水袋笨重。在另一个方法中, 采用可移动“乳头支撑台”来改进与乳头的声学接触, 然而, 这种支撑台在实际使用中笨拙且耗时。

直线体积扫描导致的另一个问题是紧邻患者胸壁的一些乳房组织不可视, 因为不能将这些组织拉入压迫板之间的空间内。在另一个已知的方法中, 线性阵列传感器机械地倾斜约 15 度 (~15 度) 的

角度以改善胸壁的可视性。然而，这种方法不能解决乳房弯曲边缘处的声学接触问题。如果乳房需要具有均匀的压迫厚度，如同在 X 线和超声联合成像中一样，这也是不合适的。

### 发明内容

因此，需要一种进行增强超声诊断乳房成像以克服现有技术中问题的改进的方法和装置。

根据本公开的一个实施例，进行增强超声诊断乳房成像的方法包括采用构造成在其间容纳和压迫乳房的第一和第二压迫板。乳房从近端处的患者胸壁延伸到远端处的乳头。乳房靠近乳头的部分在乳房压迫期间不与第二压迫板接触。超声换能器阵列沿一路径移动以扫描乳房，超声换能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板的那面。当超声换能器阵列横越该路径时，采集乳房的图像数据表示。采集图像数据包括利用采用超声换能器阵列的电子束转向，来在以下部分任一个或两个中采集图像数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分，和 (ii) 乳房紧靠乳头后面的部分，对应于不与第二板接触的乳房部分。

### 附图说明

图 1 是用于获得常规的、无转向的矩形图像的两轮回 (pass) 线性扫描的横截面图；

图 2 是图 1 中无转向线性扫描超声作用区 (exposure area) 的透视图；

图 3 是用于获得转向的线性平行四边形图像的两轮回转向的线性扫描的横截面图；

图 4 是根据本公开实施例的超声诊断成像系统的部分框图，该系统采用 3D 空间转向的电子束扫描进行增强的超声诊断乳房成像；

图 5 是根据本公开一个实施例的用于获得乳房 3D 空间转向的梯形图像的两轮回扫描的横截面图；

图 6 是根据本公开一个实施例的图 5 中 3D 空间转向的梯形扫描的曝光区域的透视图；和

图 7 是根据本公开另一个实施例的用于获得乳房 3D 空间转向的

且复合的梯形图像的两轮回扫描的横截面图。

### 具体实施方式

附图中，相同的附图标记表示相同的元件。此外，应当注意，附图未按比例绘制。

图 1 是采用两轮回线性扫描获得常规、无转向矩形体积图像的超声诊断乳房成像系统一部分的横截面视图。也就是说，图 1 的实施例采用无转向矩形图像获得 3D 体积。结果，具有常规、无转向矩形图像框的两轮回（A 和 B）3D 扫描不能对乳头附近的弯曲区域和邻近胸壁的组织进行成像，如下面进一步所述。

如图 1 所示，超声诊断乳房成像系统 10 包括第一压迫板 12 和第二压迫板 14。第一和第二板构造成容纳乳房 16 并进一步适于将乳房压在第一和第二板之间。乳房 16 从近端处的患者胸壁 18 延伸至远端处的乳头 20。在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分不与第二压迫板 14 接触，其中失去接触的区域由附图标记 22 指示。

第二压迫板 14 安装在壳体 24 的顶表面上。超声换能器阵列 26 布置在壳体 24 内邻近面对乳房 16 的第二板 14 的那面。换能器阵列 26 与第二板声学耦合，例如采用合适的声学耦合液。此外，超声换能器阵列耦合至机械移动系统 28。机械移动系统 28 可包括任何合适的扫描机构和夹具，这是现有技术已知的，并配置成使换能器阵列 26 沿扫描乳房的路径移动。

进一步参照图 1，两轮回线性扫描用于获得常规的、无转向矩形体积图像。也就是说，机械移动系统 28 用于使换能器阵列沿包括第一和第二轮回的路径移动，如由圈加点 30 和圈加“x” 32 所指示的。移动系统 28 在第一和第二轮回之间来回移动，如由箭头 34 所指示的。如所示，第一轮回包括在垂直于该图平面的竖直方向上延伸至该图平面外的所述路径的部分。类似地，第二轮回包括在垂直于该图平面的竖直方向上延伸进该图平面内的所述路径的部分。而后，当超声换能器阵列经过该路径时，采集乳房的图像数据表示。图 1 的两轮回 3D 扫描的图像数据采集采用常规的、无转向矩形图像框对乳房进行成像，但不能对靠近乳头的弯曲区 20 和邻近胸壁 18 的组织进行成像。沿第一轮回的超声成像的第一部分由附图标记 36 指

示。沿第二轮回的超声成像第二部分由附图标记 38 指示。然而，注意，乳房 16 的一部分由于在区域 22 的失去接触而未得到超声成像。超声成像的潜在总区域由附图标记 40 总地指示。

图 2 是图 1 中两轮回 3D 无转向线性扫描的体积超声作用区 40 的透视图。如所示，超声作用区 40 包括矩形体积，其延伸穿过第二板 14 内的外围形状 42。

图 3 是超声乳房成像系统的部分横截面图，该超声乳房成像系统采用两轮回转向的线性扫描来获得对应于平行四边形体积形状图像的转向的线性图像。图 3 的超声乳房成像系统的该部分类似于图 1，其中存在以下不同。当超声换能器阵列经过所述路径时采集乳房的图像数据表示。图 3 的两轮回 3D 扫描的图像数据采集采用了转向的平行四边形图像框进行乳房成像，但不能对靠近乳头的弯曲区 20 进行成像。换句话说，使用转向的平行四边形图像框的两轮回 (A 和 B) 3D 扫描，对邻近胸壁 18 的乳房组织部分进行成像，但不能对靠近乳头的乳房弯曲区 20 进行成像。此外，转向的线性平行四边形图像采集更多的邻近胸壁的组织，但代价是乳头附近较少组织可视化。相反，可以将超声束转向到其它方向以观察乳头附近更多的组织，但代价是在胸部附近观察到较少组织。如所示，超声作用区 52 包括平行四边形体积，该体积包括第一轮回 54 和第二轮回 56。

图 4 是根据本发明实施例的超声诊断成像系统 60 的局部框图示意图，该系统 60 使用 3D 空间转向电子束扫描进行增强的超声诊断乳房成像。超声诊断乳房成像系统 60 包括第一压迫板 62 和第二压迫板 64。

第二压迫板 64 安装在壳体 66 的顶表面上。超声换能器阵列 68 布置在壳体 66 内邻近与待成像乳房相对的第二板 64 的一面。换能器阵列 68 与第二板声学耦合，例如采用合适的声学耦合液。此外，超声换能器阵列耦合至机械移动系统 70。机械移动系统 70 可包括任何合适的扫描机构和夹具，如现有技术已知的，并配置成使换能器阵列 68 沿一路径移动以扫描待成像乳房。

超声诊断乳房成像系统 60 包括控制电子单元 82。超声换能器阵列 68 通过信号线 84 耦合至控制电子单元 82。控制电子单元 82 包括和/或与输入/输出装置 86 (如键盘、或鼠标等) 以及显示设备 88 相

接口，该控制电子单元向视频显示器提供成像数据信号以供可视显示。控制电子单元 82 还可通过适合于由目标装置使用的的数据信号传输向其它设备（未示出），如打印机、大容量存储设备、计算机网络（即，用于远程数据存储、分析和/或显示）等，提供超声图像数据。在一个实施例中，控制电子单元 82 还包括发射器 90（例如，发射束形成器）、数字束成形器 92（例如，接收束形成器）、系统控制器 94 和图像处理器 96。

系统控制器通过信号线 98 耦合至 I/O 装置 86。系统控制器 94 还通过信号线 100 向发射器 90 提供适当的发射束形成器控制信号。发射束形成器控制信号配置成通过超声换能器阵列提供所需的束转向，如在此进一步讨论的。响应于发射束形成器控制信号，发射器 90 通过信号线 84 向超声换能器阵列 68 提供相应的超声换能器控制信号。

此外，系统控制器 94 还通过信号线 102 向数字束形成器 92 提供合适的接收束形成器控制信号。接收束形成器控制信号配置成提供根据本公开实施例的所需束形成，如在此进一步讨论的。数字束形成器 92 通过信号线 104 向图像处理器 96 提供超声图像数据。此外，系统控制器 94 通过信号线 106 耦合至图像处理器 96。响应于来自系统控制器 94 的控制信号并且响应于来自数字束形成器 92 的超声图像数据，图像处理器 96 通过信号线 108 向显示设备 88 提供图像数据，该图像数据适合于由显示设备 88 使用。电子单元 82 的部件可包括任何合适的在现有技术中已知的用于执行在此所述各种功能的部件。

根据本公开的实施例，超声诊断乳房成像系统 60 进行体积图像信息的超声空间复合。阵列换能器 68 在图像场上以不同角度发射声束，如虚线梯形 110 和 112 所示。每个梯形可包括，例如，两组或三组扫描线，其中每组扫描线以不同的角度相对于阵列换能器转向。通过对扫描线组进行适当转向，可采用分图像框的复合来形成梯形图像框。

超声束的发射受发射器 90 的控制。发射器 90 控制阵列换能器 68 的每个元件的启动相位和时间，以从沿阵列的预定源并以预定角度或转向方向以及焦点，发射每个声束。沿每条扫描线返回的回波

由该阵列的元件接收，由模数转换器（未示出）数字化，并耦合至数字束形成器 92。数字束形成器 92 对来自阵列元件的回波进行延迟和求和，以形成沿每个扫描线的聚焦相干数字回波采样序列。发射器 90 和束形成器 92 在系统控制器 94 的控制下运行，其又对由超声系统用户操作的用户界面 86 的控制设置进行响应。系统控制器 94 控制发射器 90，使其以所需的角度、焦点、发射能量和频率发射所需个数的扫描线组。系统控制器 94 还控制数字束形成器 92，使其为所采用的孔径和图像深度正确延迟和组合所接收到的回波信号。

根据本公开的实施例，空间复合的图像数据由图像处理器 96 以三维显示格式呈现，其中该图像处理器包括体积图像再现处理器。已经过空间复合的体积区域中的图像数据，无论是 B 模式还是多普勒数据，都通过体积图像再现处理成 3D 显示表示。该再现由用户界面选定的并由系统控制器 94 施加到处理器的再现控制信号控制。再现控制信号可对处理器 96 进行预处理以再现例如多普勒或组织信号信息，和/或再现具有不透声权重的图像数据，这将例如使得通过大体积组织的流动可视化。还可采用 Cineloop 存储器（未示出）支持体积再现处理器。

现在参见图 5，其示意性示出了超声诊断乳房成像系统 60 的乳房扫描部分。首先将待扫描的乳房 114 保持在压迫板 62 和 64 之间。在一个实施例中，下面的压迫板 64 的位置是固定的，而上面的压迫板可移动以施加保持乳房的向下压力。受压的乳房由位于下面的压迫板 64 之下的超声换能器 68 进行扫描。换能器 68 通过由机械移动系统 70 对换能器进行的二维铰接（articulation）对乳房进行扫描。应当意识到，图 5 的乳房扫描部分还可以构建成反转结构。也就是说，超声换能器可从上压迫板的上方对乳房进行扫描，可移动任一个压迫板以施加压力。

在本公开的一个实施例中，下压迫板 64 由薄聚合物片形成，其在至少一维张力下保持。通过采用张力，下压迫板可由非常薄的聚合物片制成，这样的聚合物片对超声具有高透射性。施加到所述片上的张力为压迫板提供了足够的刚性，该刚性对于薄片而言实际可以完全由施加到薄片上的张力量确定。所施加的张力可是高达聚合物片的抗拉强度的任何力。

如所述，图 5 是根据本公开一个实施例的用于获得乳房的 3D 空间转向的梯形图像的两轮回扫描的横截面图。该两轮回包括由附图标记 114 指示的乳房的交叠中心部分。如图 5 所示，第一和第二板构造成容纳乳房 116 并进一步适于将乳房压在第一和第二板之间。乳房 116 从近端处的患者胸壁 118 延伸至远端处的乳头 120。在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分不与第二压迫板 64 接触，其中失去接触的区域由附图标记 122 指示。

进一步参照图 4 和 5，两轮回线性扫描用于获得转向的梯形体积图像。也就是说，机械移动系统 70 用于使换能器阵列沿包括第二和第二轮回的路径移动，如由圈加点 72 和圈加“x”74 所指示的。移动系统 70 在第一和第二轮回之间来回移动，如由箭头 76 所指示的。如图所示，第一轮回包括在垂直于该图平面的竖直方向上延伸至该图平面以外的路径部分。类似地，第二轮回包括在垂直于该图平面的竖直方向上延伸进该图平面内的路径部分。而后，当超声换能器阵列经过该路径时，采集乳房的图像数据表示。图 5 的两轮回 3D 扫描的图像数据采集采用了转向的梯形图像框对乳房进行成像。因此，两轮回 3D 扫描对靠近乳头的弯曲区域 120 和邻近胸壁 118 的组织进行成像。

换句话说，具有图 5 的梯形线性图像的两轮回（A 和 B）扫描可同时采集邻近胸壁和靠近乳头的更多组织，即使存在一些由于乳房边缘处的弯曲引起的失去接触。图 5 的实施例能够以最快的采集速度获得最大视场。沿第一轮回的超声成像的第一部分由附图标记 78 指示。沿第二轮回的超声成像的第二部分由附图标记 80 指示。

图 6 是根据本公开一个实施例的图 5 的两轮回 3D 空间转向的梯形线性扫描的体积超声作用区 115 的透视图。如所示出的，超声作用区 115 包括梯形体积，其延伸穿过第二板 64 内的外围形状 117。

图 7 是根据本公开另一实施例的用于获得乳房的 3D 空间转向的且复合的梯形图像的两轮回扫描的横截面视图。图 7 的实施例与图 5 的实施例类似，但存在以下不同之处。图 7 的两轮回 3D 扫描的图像数据采集采用转向的且复合的梯形图像框来对乳房进行成像。因此，该两轮回 3D 扫描对靠近乳头的弯曲区 120 和邻近胸壁 118 的组织进行成像。

序列号为 No. 09/335,058 和 09/435,118 的共同未决 US 专利申请描述了用于进行超声诊断图像的实时空间复合的装置和方法。空间复合是一种成像技术，在该技术中，例如通过线性或非线性平均或滤波来组合数据，将已从多个有利位置或观察方向获得的给定目标的超声图像数据组合成单个复合图像。该复合图像与从单个观察方向产生的常规超声图像相比，显示出较少的斑纹以及更佳的镜面反射器轮廓。关于图 7，阵列换能器 68 在图像场上以不同角度发射超声束，如由虚线梯形 110 和 112 所表示的。

换句话说，具有图 7 的空间转向和复合线性图像的两轮回 (A 和 B) 3D 扫描可同时采集邻近胸壁和靠近乳头的最多组织，即使存在一些由于乳房边缘处的弯曲引起的失去接触。图 7 的实施例能够获得具有最高图像质量的最大视场。

如在此所述的，本公开的实施例利用电子束转向采集不与压迫板声学接触的乳房组织大弯曲区域的图像数据，并且比用先前已知的方法采集更多靠近胸壁的组织。本公开的实施例包括在自动 3D 乳房超声扫描期间，采用电子束转向来采集受压乳房的更大、更完整视图的方法。本公开的实施例提供一种对现有技术的改进，在现有技术中，丢失了靠近胸壁的以及乳头后面的区域中的组织。

本公开的实施例提供利用电子束转向来采集整个乳房更完整的 3D 体积的方法。这些实施例的特征包括提供与基本上平面的压迫板接触的线性阵列换能器。此外，提供一种机械扫描系统以在垂直于图像平面的方向上平行于压迫板自动平移该线性阵列。此外，这些实施例采用图像平面内的电子束转向以采集梯形和/或空间复合图像，从而与具有无转向矩形图像或简单转向线性图像的线性阵列的使用相比，增加了显像乳房组织的体积。

根据一个实施例，进行增强超声诊断乳房成像的方法包括提供第一压迫板和第二压迫板。该第一和第二板构造成容纳乳房并进一步适于将乳房压在第一和第二板之间。乳房从近端处的患者胸壁延伸至远端处的乳头。此外，在乳房压迫期间，乳房靠近乳头的部分不与第二压迫板接触。在一个实施例中，在压迫乳房期间，第一压迫板和第二压迫板基本上平行。

该方法还包括沿一路径移动超声换能器阵列以扫描乳房。超声换

能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板的一面，并进一步声学耦合至第二板。当超声换能器阵列经过该路径时，采集乳房的图像数据表示。采集图像数据包括采用利用超声换能器阵列的电子束转向以采集以下两部分之一或二者内的图象数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分，和(ii) 乳房紧靠乳头后面的部分，其对应于不与第二板接触的乳房部分。

在一个实施例中，超声换能器阵列包括二维矩阵换能器阵列。在另一个实施例中，超声换能器阵列包括线性换能器阵列。此外，沿所述路径移动超声换能器阵列包括，例如，通过换能器的二维铰接移动该阵列。在一个实施例中，所述路径包括一个或多个扫描乳房的轮回。例如，在实践中，取决于被检查的受压乳房的尺寸，扫描可从一个轮回四个轮回变化，并可包括扫描乳房的交叠部分。此外，根据受压乳房的尺寸，扫描可包括选择不同的扫描区域，这些扫描区域还可包括相同数目或不同数目的轮回。在另一实施例中，所述路径包括沿乳房的交叠中心部分的两个轮回。进一步地，在另一实施例中，移动超声换能器阵列还可包括在垂直于所采集图像数据的图像平面的方向上，平行于第二板自动平移超声换能器阵列。在另一实施例中，所述诊断超声乳房成像系统包括用于实施一个轮回扫描的单个大换能器阵列。更进一步地，另一个实施例采用小换能器，一个轮回的扫描仅针对一个小的感兴趣区域，而不是整个乳房。

在另一个实施例中，采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，所述三维扫描采集空间转向的梯形线性图像数据。换句话说，电子束转向包括采用电子束转向来采集乳房梯形体积图像的图象数据。在另一个实施例中，采集图像数据还包括配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，所述三维扫描采集空间转向的且复合的梯形线性图像数据。也就是说，电子束转向包括采用电子束转向来采集乳房的空间复合梯形体积图像的图象数据。

该方法还包括通过合适的处理器处理图像数据，以形成乳房的三维表示。在另一个实施例中，该方法包括向远离采集位置的位置传送图像数据并处理所传送的图像数据以形成乳房的三维表示。

在另一实施例中，一种用于增强的诊断乳房成像的诊断超声成像系统，包括第一和第二压迫板。该第一和第二板构造成容纳乳房并适于将乳房压在第一和第二板之间。该系统还包括放置成邻近与乳房相对的第二板的一面的超声换能器阵列。提供一种合适的装置用于使超声换能器阵列沿一路径扫描乳房。

该诊断超声成像系统还包括用于当超声换能器阵列经过该路径时采集乳房的图像数据表示的系统控制器。该系统控制器采用利用超声换能器阵列的电子束转向以采集以下两个部分或其中一个内的图像数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分，和(ii) 乳房紧靠乳头后面的部分，其对应于不与第二板接触的乳房部分。

在一个实施例中，系统控制器采用配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的梯形线性图像数据。此外，电子束转向的使用还包括采集乳房的梯形体积图像的图像数据。在另一个实施例中，系统控制器采用配置成用于一个或多个轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集空间转向的且复合的梯形线性图像数据。进一步地，电子束转向的使用还包括采集乳房的空间复合梯形体积图像的图像数据。

处理器处理图像数据以形成乳房的三维表示。在一个实施例中，一种向远离采集位置的位置传送图像数据的装置和位于远处位置处的处理器用于处理所传送的图像数据，以形成乳房的三维表示。此外，移动装置通过在垂直于所采集的图像数据的图像平面的方向上、平行于第二板自动平移超声换能器阵列，来使超声换能器阵列移动。

在另一个实施例中，用于进行增强诊断乳房成像的诊断超声成像系统包括第一压迫板和第二压迫板。第一和第二板构造成用于容纳乳房并适于将乳房压在第一和第二板之间。超声换能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板的一面，并声学耦合至第二板。平移平台使超声换能器阵列沿一路径移动以扫描乳房。此外，当超声换能器阵列经过该路径时，控制器采集乳房的图像数据表示。

该控制器采用利用超声换能器阵列的电子束转向，以采集以下两个部分或其中一个内的图像数据：(i) 乳房靠近胸壁的部分，和(ii) 乳房紧靠乳头后面的部分，其对应于不与第二板接触的乳房部分。

此外，采集图像数据包括配置成用于两轮回的三维扫描的电子束转向，该三维扫描采集以下两种数据之一：(a) 空间转向的梯形线性图像数据，或 (b) 空间转向的且复合的梯形线性图像数据。

虽然上面仅详细描述几个示范性实施例，本领域技术人员将会意识到，在未从实质上偏离本公开实施例的新颖性教导和优点的情况下，可对这些示范性实施例进行许多修改。例如，本公开的实施例增强了全乳房超声在乳腺癌筛查和/或诊断领域中的应用。此外，这些实施例在此就紧靠乳头后面的乳房部分作为乳房不与第二板接触的部分，进行了描述。虽然靠近乳头的非接触区在临床上是非常有意义的，但其在此用于作为举例。对于乳房的任何其它存在不完全接触的方面，可获得与本实施例相同的有益效果。例如，当受压时，乳房侧缘向外凸出。因此，对于侧缘，由于侧缘的圆形形状，有一些组织不与底部的乳房支撑（即，第二板）相接触。如果扫描换能器旋转 90 度并前后移动而非左右移动，在显像乳房侧向边缘（如前面参照显像乳头和胸壁所讨论的）时可获得同样的改进。

因此，全部这些修改均包括在由下列权利要求书限定的本公开实施例的范围内。在权利要求书中，装置加功能的从句应覆盖在此描述为完成所述功能的结构，不仅覆盖结构的等同物，还覆盖等同的结构。

此外，在一个或多个权利要求中括号内的附图标记不应解释为对权利要求的限制。单词“包括”和“包含”等不排除在作为整体而言的任何权利要求或说明书中列出的元件或步骤以外的其它元件或步骤的存在。单数引用的元件不排除多个这类元件，反之亦然。一个或多个实施例可由包括几种截然不同的元件的硬件实现，和/或由合适的编程计算机实现。在列举几个装置的设备权利要求中，几个这些装置可由同一项硬件实现。在彼此互不相同的从属权利要求中记载某些措施这一事实不表示这些措施的结合不能有利地利用。

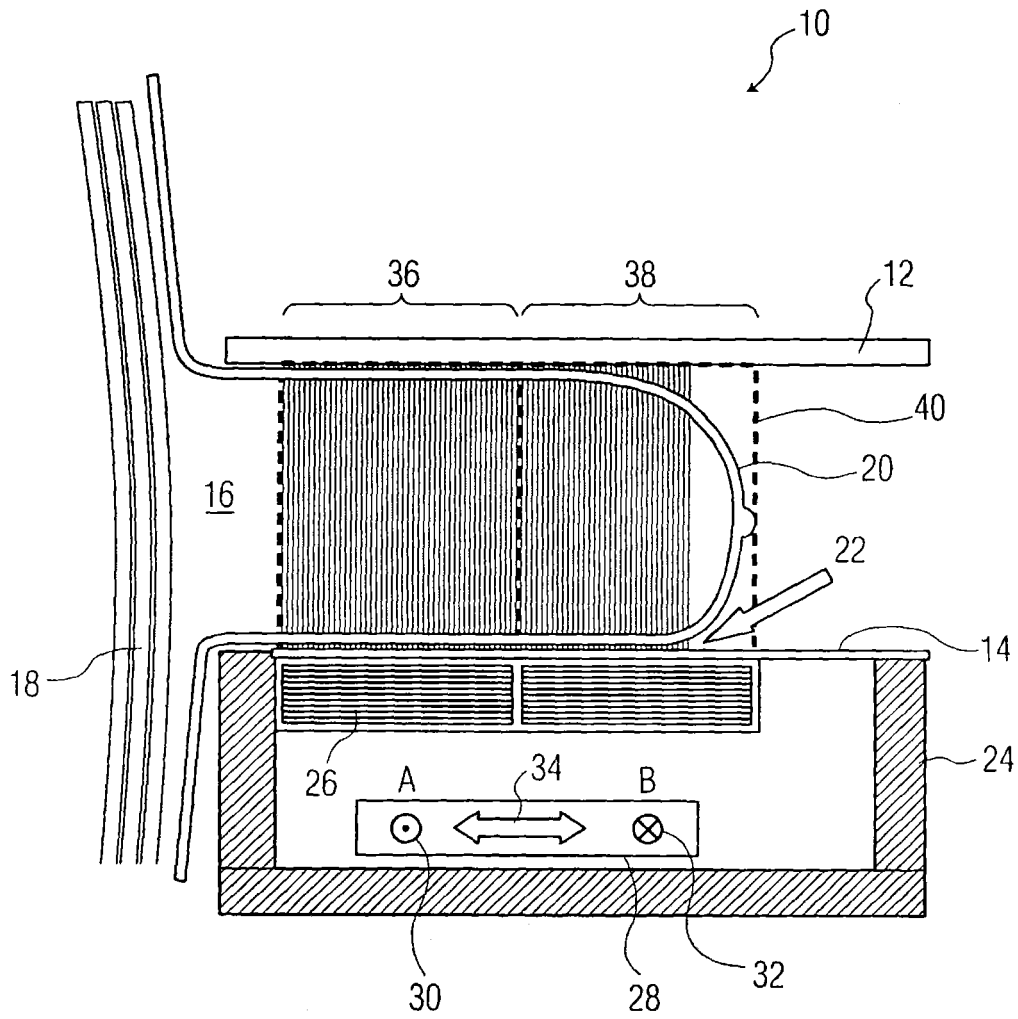


图 1

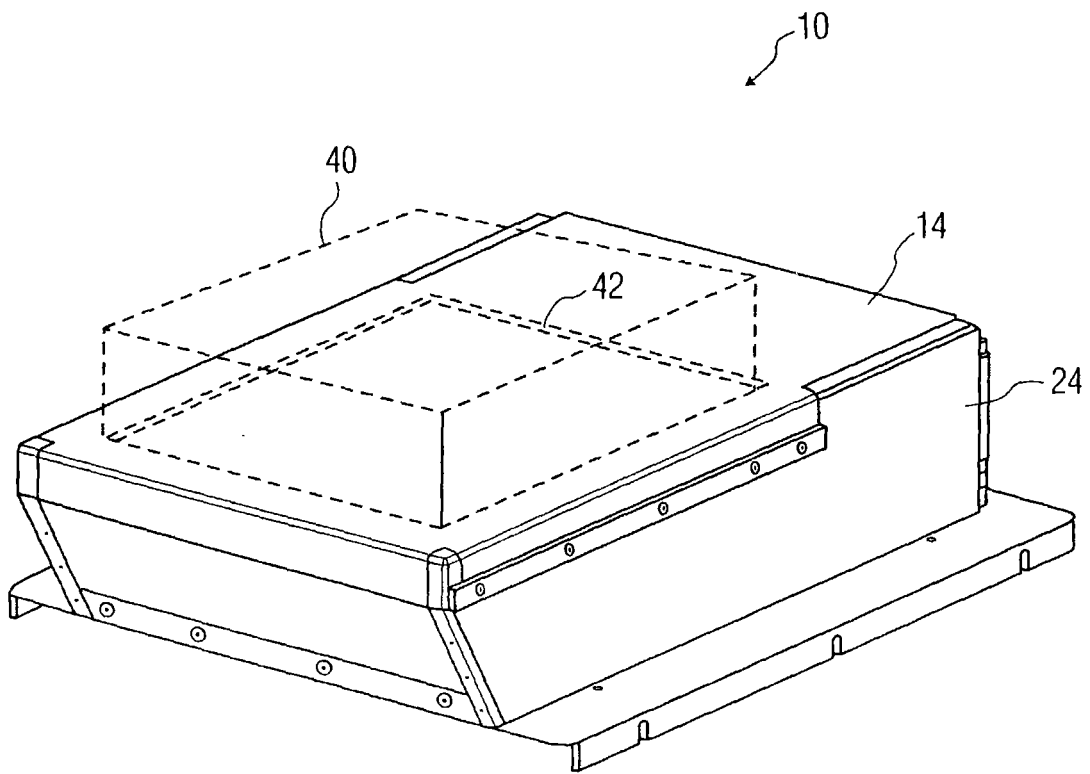


图 2

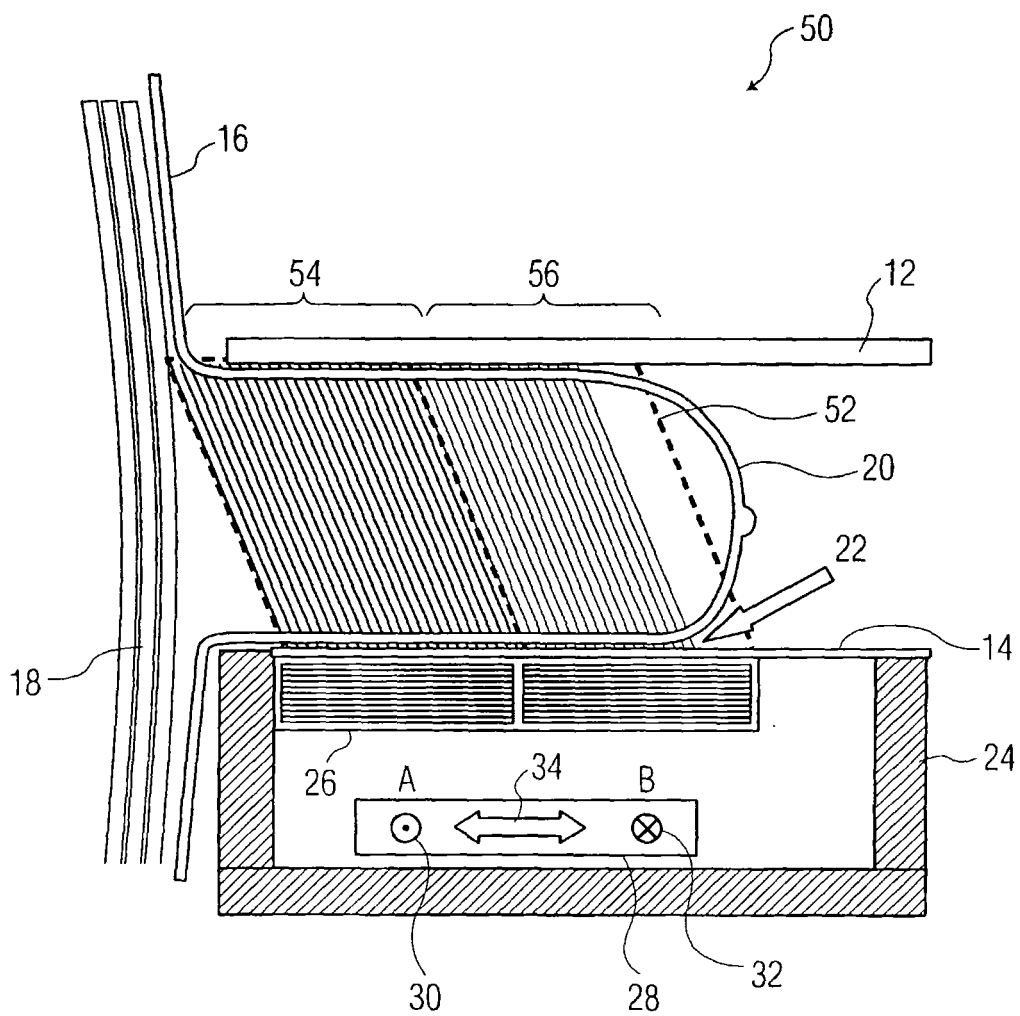


图 3

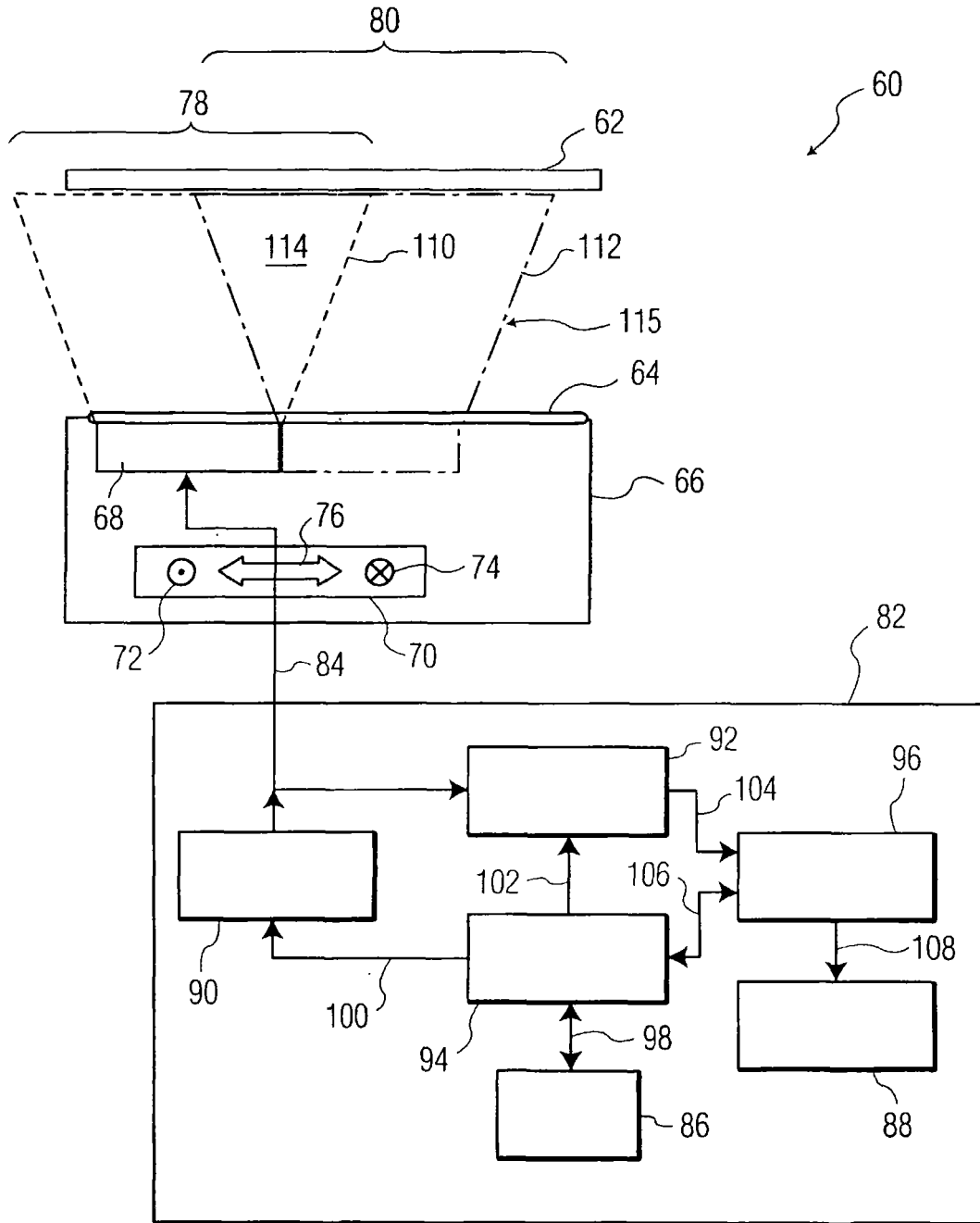


图 4

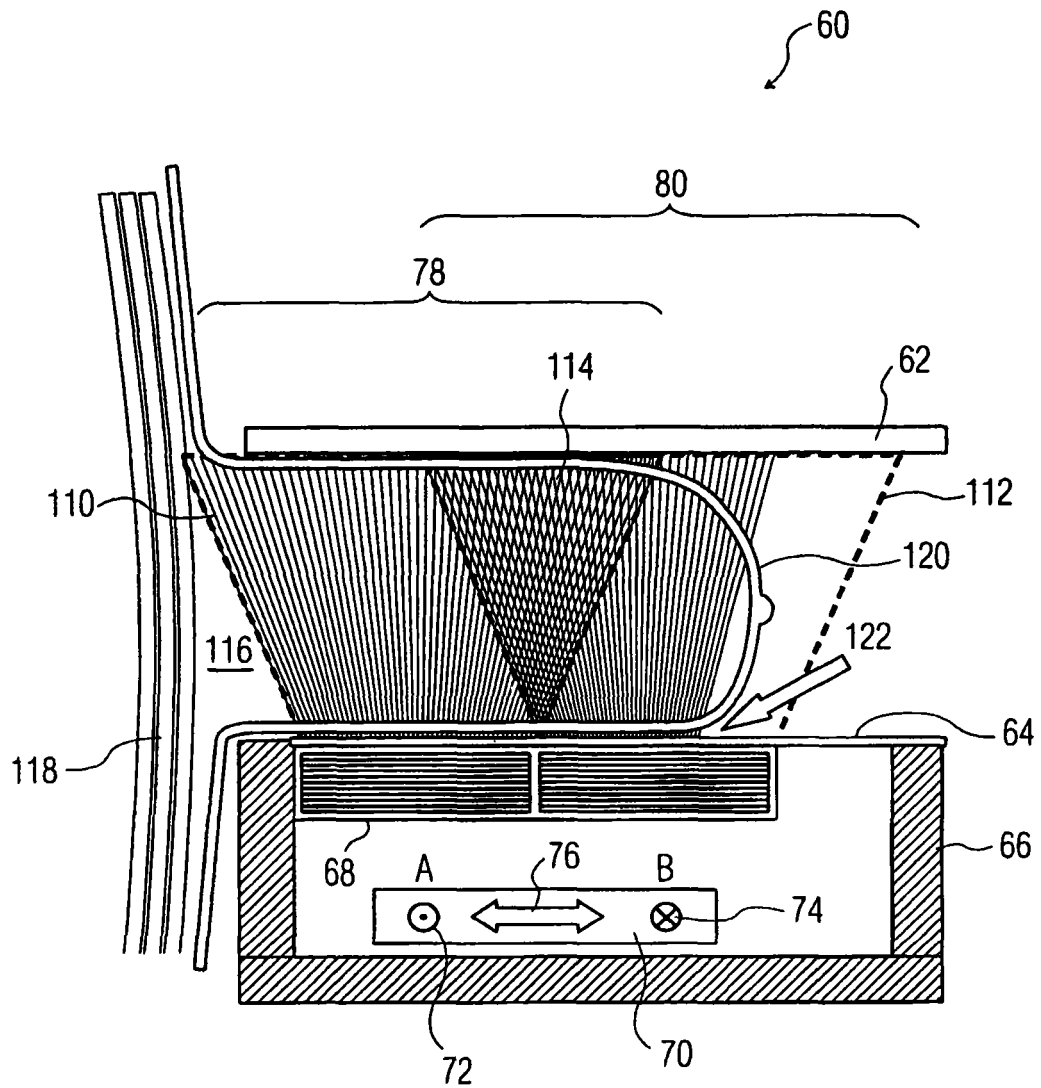


图 5

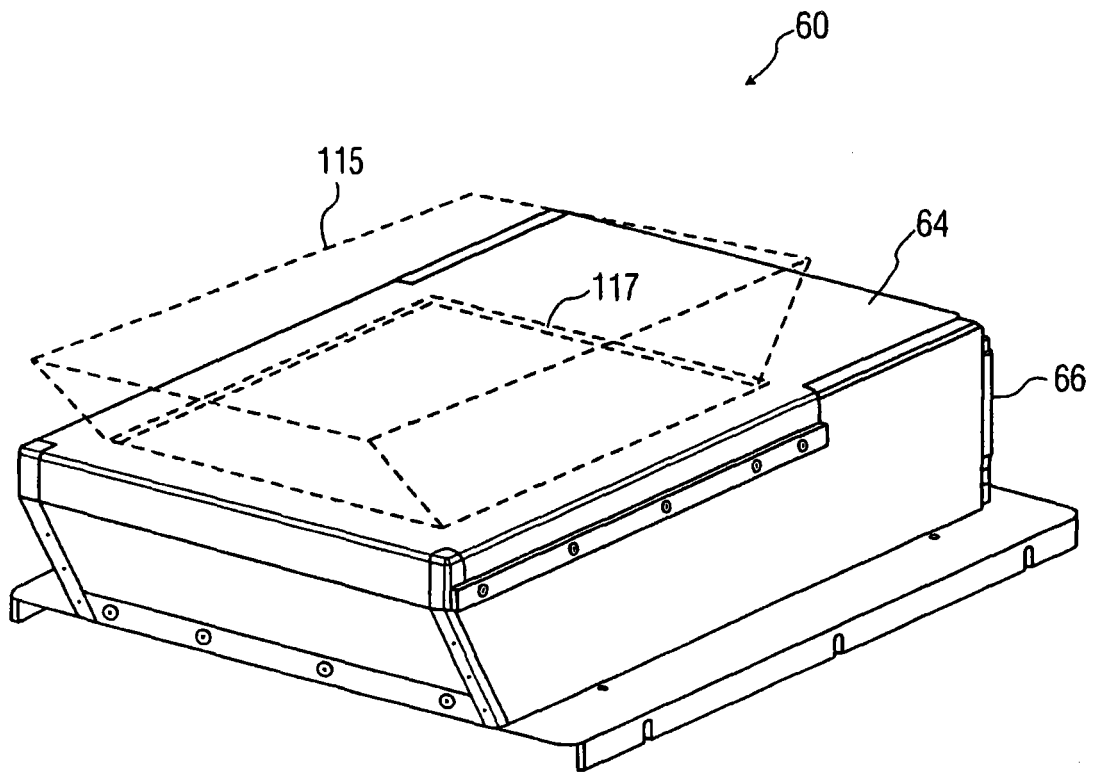


图 6

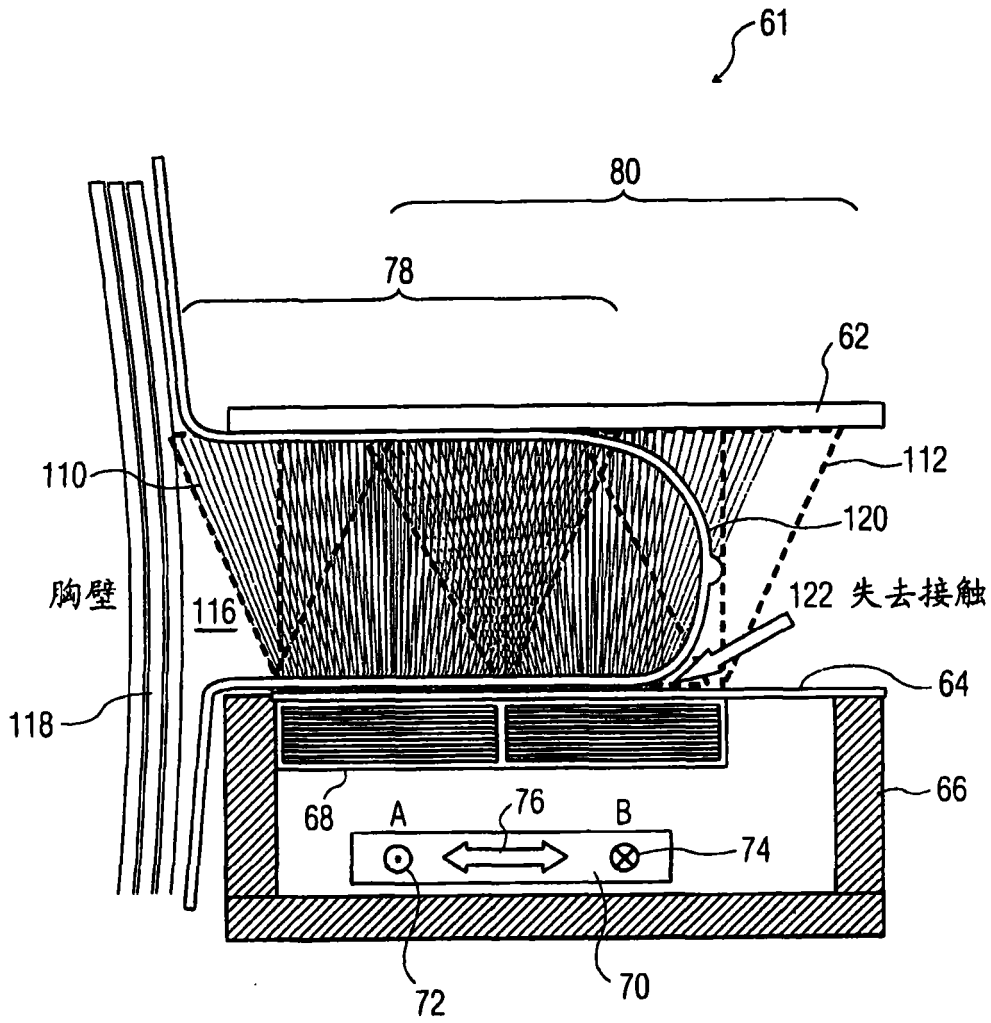


图 7

专利名称(译)	进行增强超声诊断乳房成像的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101031244A</a>	公开(公告)日	2007-09-05
申请号	CN200580033130.4	申请日	2005-09-22
[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	RR恩特雷金		
发明人	R·R·恩特雷金		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/483		
代理人(译)	张雪梅 梁永		
优先权	60/614383 2004-09-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种进行增强的超声诊断乳房成像的方法包括采用构造成用于在其间容纳和压迫乳房的第一和第二压迫板(62, 64)。乳房从近端处的患者胸壁(118)延伸至远端处的乳头。乳房靠近乳头和乳房靠近乳房侧边缘的部分在乳房压迫期间不与第二压迫板接触。超声换能器阵列(68)沿一路径移动以扫描乳房, 该超声换能器阵列放置成邻近与乳房相对的第二板(64)的一面。当超声换能器阵列(68)经过该路径时, 采集表示乳房的图像数据。采集图像数据包括采用利用超声换能器阵列的电子束转向采集(i)乳房靠近胸壁的部分(116)和(ii)乳房不与第二板接触的部分(122)。

