



(21) 申請案號：107145382 (22) 申請日：中華民國 107 (2018) 年 12 月 17 日

(51) Int. Cl. : **G01S7/52 (2006.01)** **G01S15/02 (2006.01)**
G10K11/34 (2006.01)

(30) 優先權：2017/12/29 美國 62/612,169
 2018/05/30 美國 15/993,156

(71) 申請人：美商富士膠片索諾聲公司 (美國) FUJIFILM SONOSITE, INC. (US)
 美國

(72) 發明人：加卡斯 尼古拉斯 克里斯多佛 CHAGGARES, NICHOLAS CHRISTOPHER (CA) ;
 范尼斯奇 奧列格 IVANYTSKY, OLEG (CA) ; 潘 國峰 PANG, GUOFENG
 (CA) ; 柯拉佳 羅伯特 KOLAJA, ROBERT (CA) ; 艾米尼 霍聖 AMINI, HOSSEIN
 (CA)

(74) 代理人：謝德銘

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：20 項 圖式數：12 共 32 頁

(54) 名稱

高頻超音波換能器

HIGH FREQUENCY ULTRASOUND TRANSDUCER

(57) 摘要

一種高頻超音波陣列，具有多個換能器元件，這些換能器元件形成在一壓電材料片中。具有與壓電材料類似熱膨脹係數的框架圍繞壓電材料並且通過一填充材料與壓電材料分離。定義壓電材料片中各個元件的切口延伸到片材的整個寬度上。在一些實施例中，將單個換能器元件劃分為兩個或更多個子元件的子切口也在整個片材的寬度上延伸。位於換能器元件前面的透鏡可以具有加工的曲率半徑以聚焦超音波信號。

A high frequency ultrasound array having a number of transducer elements that are formed in sheet of piezoelectric material. A frame having a coefficient of thermal expansion that is similar to that of the piezoelectric material surrounds the piezoelectric material and is separated from the piezoelectric material by a filling material. Kerf cuts that define the individual elements in the sheet of piezoelectric material extend across a full width of the sheet. In some embodiments, sub-dice kerf cuts that divide a single transducer element into two or more sub-elements also extend all the way across the width of the sheet. A lens positioned in front of the transducer elements can have a radius machined therein to focus ultrasound signals.

指定代表圖：

符號簡單說明：

96 . . . 切口

98 . . . 彎曲

L1 . . . 透鏡

M1 . . . 匹配層

M2 . . . 匹配層

M3 . . . 匹配層

M4 . . . 匹配層

M5 . . . 匹配層

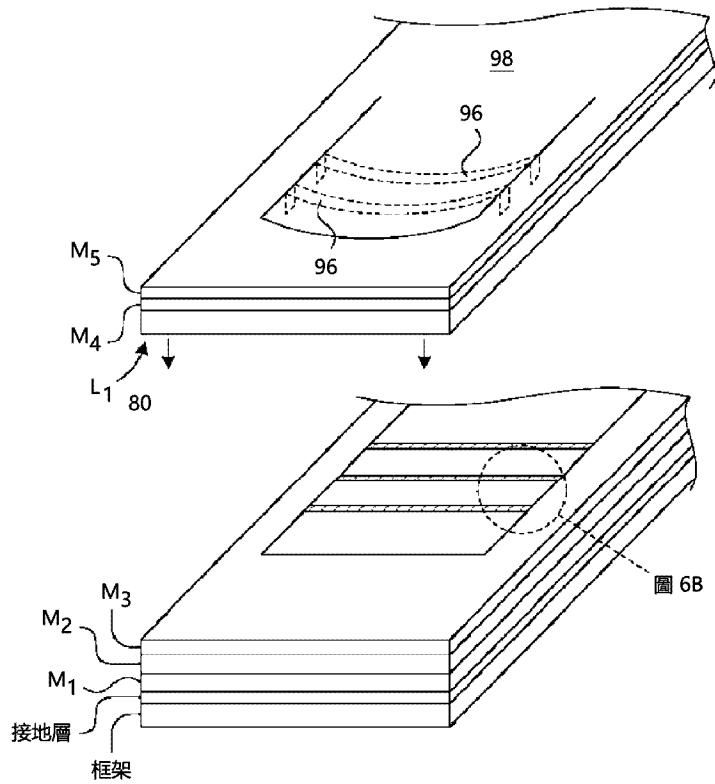


圖 6A

【發明說明書】

【中文發明名稱】 高頻超音波換能器

【英文發明名稱】 HIGH FREQUENCY ULTRASOUND TRANSDUCER

【技術領域】

【0001】 本申請請求2018年5月30日提交的美國專利申請No.15/993,156的優先權，其要求2017年12月29日提交的美國臨時專利申請No. 62/612,169的優先權，該臨時專利申請通過引用整體併入本文。本案所公開的技術涉及超音波換能器，尤其涉及高頻超音波換能器。

【先前技術】

【0002】 如本領域技術人員理解的，大多數現代超音波成像系統通過從形成在壓電材料片中的多個單獨的換能器元件產生聲信號來工作。通過在元件上施加電壓脈衝，元件物理變形，從而產生相應的超音波信號。信號傳播到感興趣的區域，其中一部分信號作為回波信號被反射回換能器。當回波信號撞擊換能器元件時，該元件振動，從而產生相應的電壓，該電壓被檢測為電子信號。來自多個換能器元件的電子信號被組合和分析以確定組合信號的特性，例如其振幅，頻率，相移(phase shift)，功率等。這些特性被量化並轉換為用於產生感興趣區域的圖像的畫素資料。

【0003】 相陣列(phased array)換能器通過一次選擇性地激發陣列中的多於一個元件來工作，使得一總和的波前(wave front)指向期望的方向。通過仔細地改變相位（例如時間延遲）並且在一些情況下，改變每個換能器元件產生的信號的振幅，可以在一定角度範圍內引導組合光束，以便觀察除換能器正前方之外的區域。為了使相陣列換能器工作良好，各個換能器元件的間距通常需要約為換能器中心頻率波長的1/2或更小。儘管低頻相陣列換能器（例如2-10MHz）

已經使用了一段時間，但由於換能器元件的小尺寸和高頻超音波信號的較高衰減，難以製造出高頻相陣列換能器。

【0004】 高頻超音波（例如15MHz和更高）是越來越多被使用的成像形式，其用於對身體中的精細細節進行成像並捕獲移動組織的圖像。隨著換能器的工作頻率增加，換能器元件的尺寸減小。然而，用於製造低頻相陣列換能器的許多製造技術不能簡單地依照比例轉換以產生高頻相陣列換能器。鑑於此問題，需要改進的高頻超音波換能器設計。

【發明內容】

【0005】 本案所公開的技術是高頻超音波換能器陣列，其具有圍繞一壓電材料片的框架。框架具有與壓電材料匹配的熱膨脹係數。在壓電材料片中形成許多換能器元件，並且一或多個匹配層耦合到該些換能器元件的前面，以使該些換能器元件的聲阻抗與一透鏡的聲阻抗相匹配。該透鏡聚焦換能器元件產生超音波信號。

【0006】 在一個實施例中，該些匹配層具有多個切口在與壓電材料片中用於定義各個換能器元件的多個切口對齊。該些匹配層的多個切口填充有諸如粉末的環氧樹脂之類的材料。一透鏡被固定到最外面的匹配層，並且在一些實施例中該透鏡還包括多個具有填充的切口，其與一或多個匹配層中的多個切口對齊。在一個實施例中，將一或多個附加匹配層鋪設到透鏡的前表面，以使透鏡材料的聲阻抗與水的聲阻抗相匹配。

【0007】 在一些實施例中，超音波換能器被設計成作為相陣列操作並且包括被製成各向異性的透鏡，使得超音波與透鏡前表面的垂直方向上的速度比在透鏡前表面的平行方向上的速度。透鏡中的多個切口形成了許多迷你波導，它們將超音波信號引導到透鏡的正面。在一些實施例中，透鏡由聚苯並咪唑（CelazoleTM）製成，其聲速基本上大於用於填充鏡片中多個切口的材料中的聲速。

【圖式簡單說明】

【0008】 圖1是根據本案一實施例中圍繞壓電片的框架的俯視圖。

【0009】 圖2A是根據本案一實施例中圍繞壓電片並且填充有環氧材料的框架的立體圖。

【0010】 圖2B是圖2A中所示的框架和壓電片的剖視圖。

【0011】 圖3顯示根據本案一個實施例中，如何利用雷射在壓電片中形成換能器元件切口和子切口。

【0012】 圖4是壓電片的放大剖視圖，顯示填充環氧樹脂放置在換能器元件中的切口和子切口。

【0013】 圖5是根據本案一實施例換能器疊層的一部分的放大剖視圖，顯示施加到換能器層的前表面的多個匹配層，這些匹配層被切割並填充環氧樹脂材料，和黏合到匹配層的透鏡。

【0014】 圖6A是放置在換能器疊層上的透鏡和匹配層的局部立體圖。

【0015】 圖6B是根據本案一些實施例中在一頂部匹配層中所形成用於支撐透鏡的多個脊的特寫視圖。

【0016】 圖7顯示根據本案一些實施例中用於壓電層的多個替代子切口圖案。

【0017】 圖8顯示根據本案一些實施例中用於多個匹配層的多個替代子切口圖案。

【0018】 圖9顯示根據本案一實施例中與換能器疊層固定的導電支撐框架。

【0019】 圖10顯示根據本案一實施例中圍繞壓電片的框架的替代實施例。

【0020】 圖11和12是根據本案一實施例中高頻換能器的剖視圖。

【實施方式】

【0021】 如下面將詳細描述的，一高頻超音波換能器包括由一框架圍繞的一壓電材料片。該框架由導電或非導電材料製成，其熱膨脹係數（coefficient of thermal expansion, CTE）類似於該壓電材料片的熱膨脹係數。該框架圍繞該壓電材料並通過諸如環氧樹脂的絕緣材料與該壓電材料片隔開。定義壓電材料片中的各個換能器元件的切口(kerf cuts)延伸穿過壓電片的整個寬度。在一些實施例中，子切口(sub-dice kerf cuts)將單個換能器元件劃分為兩個或更多個子元件。在一些實施例中，子切口平行於定義各個換能器元件的切口。在其他實施例中，以與換能器元件切口成一定角度或垂直方向切割子切口，以產生一個 1-3 複合材料 (1-3 composite)。例如，可以切割 90 度切口以在壓電片中形成方形或矩形壓電柱。

【0022】 在前幾代高頻超音波換能器中，一片壓電材料被雷射加工以產生許多切口，這些切口定義了各個換能器元件的界線。切口中的開放空間定義了相鄰的換能器元件，並且在將片材研磨至所需厚度之前，用環氧材料填充元件內的子切口。切口的長度小於壓電片的寬度，使得壓電材料的邊界或周邊在換能器元件周圍提供一定的強度。

【0023】 雖然這種方法效果很好，但據信還可以進行改良。例如，切口中的環氧樹脂的固化將壓電片置於應力下。由於環氧樹脂在固化時會收縮，因此每個換能器元件都被側向拉入切口。雖然對於一個或兩個元件不重要，但是對所有元件的總和應力，其大小可以達到使壓電片破裂。此外，據信由環氧樹脂收縮引起的應力會使換能器元件變形，從而產生恆定的應力偏壓施加在換能器上。最後，因為每個換能器元件在壓電片的周邊處全然地連接到其他換能器元件，

當它們被一驅動脈衝激發並且回波信號撞擊元件時，在元件之間存在一定程度的串擾(cross talk)。以下將描述，本案所公開技術的一個方面是換能器陣列設計，其中切口在壓電片的整個寬度上延伸。初步模擬顯示，本案所公開的設計不僅減少了由切口填充材料的固化引起的應力，而且還減少了換能器元件之間的耦合(coupling)。這通過實驗得到支持，該實驗表明，與先前切口設計的延伸小於壓電片的整個寬度的切口設計相比，帶寬和靈敏度顯著提高。

【0024】 如本領域技術人員所理解，附圖中所示的實施例是為了解釋如何製造和使用本案所公開的技術而繪製的，並且不一定按比例繪製。

【0025】 如圖1所示，換能器疊層包括框架10，壓電材料片放置在框架10中。框架10具有中心開口12，其接收壓電材料片並在壓電材料片的外邊緣和框架10的內邊緣之間形成空間。框架10較佳地由具有熱膨脹係數(CTE)類似於壓電材料片的熱膨脹係數的材料製成。在一些實施例中，壓電材料片由鋇鈦酸鉛(lead zirconate titanate)製成，更通常被稱為PZT。對於本說明書的其餘部分，壓電材料被稱為「PZT」。然而，應當理解，諸如單晶鐵電弛豫(single crystal ferroelectric relaxors，例如PMN-PT)或合成壓電材料的其他材料可以代替PZT。在使用PZT的情況下，框架材料的一個合適選擇是氧化鋁(alumina)，其是非導電陶瓷，其熱膨脹係數接近PZT的熱膨脹係數。氧化鋁的熱膨脹係數約為7.2微米/m^{°C}，其中PZT的熱膨脹係數約為4.7微米/m^{°C}。然而，應當理解，可以使用具有類似於壓電材料的熱膨脹係數的其他材料，例如鉬或細晶粒的等向性石墨(isotropic praphite)。為了本申請的目的，如果框架中的壓電材料在其正常溫度操作範圍內操作和處理時由於熱應力而不會破裂，則熱膨脹係數是相似的。在一些實施例中，框架10可包括多個向內延伸的突出部或基準14(以虛線示出)，

其使PZT在開口中居中並使PZT換能器元件與框架的內邊緣隔開。在一些實施例中，如果框架10由諸如鋁或石墨的導電材料製成，則使用突片14，但是如果框架10由非導電氧化鋁製成則不使用突片14。

【0026】 圖2A和2B顯示放置在框架10的開口12中的一壓電材料片20。框架10的內邊緣和壓電材料片20的外邊緣之間的空間填充有絕緣填充材料24。在一個實施例中，填充材料24是環氧樹脂，例如來自Epoxy Technology, Inc, Billerica MA的EPO-TEK 301系列，其摻雜有氧化鈦(hafnium oxide)或陶瓷顆粒(ceramic particles)。將顆粒添加到環氧樹脂中以抵抗收縮並抵抗如下所述的雷射加工。在圖3所示的實施例中，填充材料24在圍繞壓電材料片20的側面以模製成，並與壓電材料片20的頂表面齊平，以形成具有頂表面32和底部的疊層30。在下面的描述中，疊層30的底表面34面向感興趣的區域，並且頂表面32在完成的換能器中面向超音波操作者的近側。

【0027】 一旦填充材料24固化，堆疊30的頂表面32和底表面34被碾、研磨，或以其他方式製成平坦以去除任何多餘的環氧樹脂並為如將描述的多個之後的加工步驟提供平坦的參考。

【0028】 在頂部和底部表面被研磨的情況下，用準分子或其他圖案化雷射器在壓電材料片20中產生切口。如圖3所示，在壓電材料片20的整個寬度上從一個邊緣到另一個邊緣切割出切口40。如果框架10包括對準突出部或基準14，則切口在遠離壓電材料片20的每個端部的位置處開始，以定義位於靠近對準突出部14的不起作用區域(inactive region)42和44。以這種方式，換能器元件通過環氧樹脂填充的間隙與框架10的內邊緣分開。如果不使用對準突出部14，則可以切割整個壓電材料片20以形成多個換能器元件。因為填充材料24的環氧樹脂比PZT

更柔軟，所以換能器元件有效地浮動在固化的填充材料24中。如上所述，用於定義個別換能器元件的切口可以從框架10一側的填充材料24內開始，並且在壓電材料片20的整個寬度上延伸到壓電材料片20另一側上的填充材料24。

【0029】 在一個實施例中，根據所製造的換能器的所需中心頻率，將多個切口設置在所需的間距和足以形成換能器元件的深度。在一些實施例中，換能器元件包括兩個電連接的子元件，這些子元件利用在壓電材料片20整個寬度上延伸的子切口分開。在一個實施例中，子切口與定義各個換能器元件的切口具有相同的深度。然而，可以將子切口切割成比主要切口更淺的深度，使得它們不會一直延伸穿過壓電材料片20的最終厚度。在其他實施例中，換能器元件可以不包括任何子切口。

【0030】 在定義個別換能器元件的切口和通過雷射器形成的子切割元件（如果使用的話）形成之後，切口內填充一環氧樹脂材料48，如圖4所示。在一個實施例中，用於填充切口的環氧樹脂材料是一種摻雜柔性EPO-TEK 301環氧樹脂。

【0031】 在一個實施例中，環氧樹脂材料48在真空下被施加到部件上，使得沒有空氣被困留在切口的底部。施加一液體環氧樹脂，然後將該部件置於相對高的壓力（例如100+ psi）下將液體環氧樹脂驅入切口並使其固化。

【0032】 在切口中的環氧樹脂48固化後，疊層的底表面34被碾磨、研磨或以其他方式使成平坦。接下來，通過濺射或類似技術將諸如金或金加上黏附導電金屬諸如鉻的接地層60被施加到疊層的前表面(front surface)。導電接地層60覆蓋切塊壓電材料片20的前表面、框架10的前表面，以及環氧樹脂填充材料24

的前表面，環氧樹脂填充材料24位於框架10和壓電材料片20邊緣之間（如當換能器正在使用所見）。

【0033】 在鋪設導電接地層60之後，將一個或多個匹配層M1，M2和M3（如所示實施例中）和透鏡L1施加到疊層的前表面，如圖5所示。使用的匹配層的數量取決於壓電材料片20聲阻抗與透鏡材料的聲阻抗之間的不匹配。在所示實施例中，在堆疊的前表面上使用三個匹配層M1，M2和M3。在一個實施例中，每個匹配層包括摻雜有粉末的環氧樹脂材料，以改變其聲學性能，以實現所需的換能器性能。

【0034】 在一個實施例中，鋪設在導電接地層60上的匹配層M1包括摻雜有鎢粉末的EPO-TEK 301環氧樹脂層。

【0035】 在一個實施例中，匹配層M2被鋪設在匹配層M1的表面上，並且包括摻雜有鎢粉和碳化矽（SiC）奈米顆粒的EPO-TEK 301環氧樹脂層。

【0036】 在一個實施例中，匹配層M3被鋪設在匹配層M2的表面上並且包括摻雜有碳化矽（SiC）奈米顆粒的EPO-TEK 301環氧樹脂層。

【0037】 在一個實施例中，每個匹配層的厚度較佳地是換能器的中心工作頻率下1/4波長的奇數倍。通常，厚度將是1、3、5，或7個四分之一波長厚度中的一個。然而，這可以根據換能器所需的聲學特性而變化。應當理解，這些匹配層僅僅是例示性的，並且可以使用其他匹配層組合物，這取決於換能器所需的操作頻率，以及要使用的透鏡材料等。匹配層如何可以摻雜顆粒的細節以實現所需的聲阻抗被認為是超音波換能器設計領域的普通技術人員所知悉的。

【0038】 在鋪設並固化每個匹配層之後，對疊層的前表面進行研磨以獲得所需的厚度並保持前表面平坦。在一些實施例中，用雷射在固化的匹配層中切

割切口62，以與定義各個換能器元件的切口和子切口（如果使用的話）對齊。在其他實施例中，可以在匹配層中製造切口62，但僅與定義各個換能器元件的切口對齊，而不是與子切口對齊。在一個實施例中，切口62延伸穿過匹配層M3-M1，並且可以部分地或完全地延伸穿過接地層60，而不會損失接地層和換能器元件之間的連接性。一旦產生，匹配層中的切口62填充環氧樹脂材料，其與填充壓電材料片20的切口使用相同的環氧樹脂材料。

【0039】 在匹配層被切口，填充和研磨之後，將透鏡材料黏合到匹配層上。在高頻相陣列中，在透鏡80中形成切口96，其與匹配層中的切口62（包括設置在透鏡前面的匹配層M4和M5）對準，如圖6A所示。在一些實施例中，透鏡80和匹配層M4和M5包括切口96，其與換能器元件切口和子切口兩者對齊。在其他實施例中，透鏡80和匹配層M4和M5僅包括切口，切口與定義各個換能器元件的切口對齊。在一些實施例中，在將透鏡安裝到匹配層之前，在透鏡和外匹配層材料中進行切口切割並填充。在其他實施例中，透鏡和外匹配層可首先黏合到換能器疊層，然後進行切口切割並填充切口。在透鏡的前側進行彎曲98的加工，使得透鏡可將超音波聚焦在所需深度的平面中。

【0040】 在一些實施例中，凹陷72在填充的切口62之間的位置處被雷射加工到最上面的匹配層（例如M3）中，從而在填充的切口的頂部處形成多個支撐樑或支撐脊74，其在寬度方向上延伸。如圖6B中所示最佳的壓電材料片。支撐樑74在壓電材料片的寬度方向上支撐透鏡80。可以相信，當透鏡固定到疊層時，支撐樑74有助於在透鏡80的後表面和最上面的匹配層之間保持一致的距離。在沒有支撐樑/脊74的情況下，如果透鏡80僅圍繞透鏡的周邊被支撐，則中心區域和最上面的匹配層之間的距離可以隨著兩者被固定在一起而變化。在公差非常

緊密的高頻陣列中，具有支撐樑/脊74可以幫助確保在主動元件的整個區域上維持一致的透鏡與換能器間距。如果最上面的匹配層不包括填充的切口，則支撐脊74可以形成在匹配層中的任何位置，而不是在下匹配層中的填充的切口之間。

【0041】 在一個實施例中，以和最上面匹配層M3的相同材料將透鏡80膠合到疊層。因為凹陷72是淺的並且利用和最上面匹配層M3的相同材料作為膠水以將透鏡80固定到匹配層，所以在黏合線處存在最小的聲學不連續性。

【0042】 在將透鏡固定到疊層之後，在鋪設透鏡匹配層之前，對透鏡材料進行加工，使其具有17mm曲率半徑或其他取決於換能器所需焦距的曲率半徑。將兩個匹配層（M4，M5）鋪設到透鏡的前表面。在一個實施例中，透鏡上的匹配層M4，M5由鋪設在心軸上的摻雜或載有粉末的環氧材料製成，該心軸與透鏡材料具有相同的曲率半徑。心軸與透鏡層隔開所需匹配層的適當厚度，使得心軸在匹配層中形成所需的曲率。

【0043】 為了使換能器能夠很好地作為相陣列運行，由透鏡前面的每個元件產生的能量的光束圖案必須足夠寬，以使橫向分量能夠與相鄰光束的橫向分量相結合，從而能有效地控制光束。在一個實施例中，光束圖案具有與法線 ± 45 度方向上的能量，其信號功率超過-6dB。

【0044】 對於低頻換能器，可以使用透鏡材料來製造這種換能器。然而，在高頻率下，這種材料的物理特性使它們對於換能器設計來說是不可接受的。例如，由於它們對水的聲學阻抗很小，矽樹脂(silicone)材料通常用作低頻換能器的透鏡材料。然而，矽樹脂中對超音波的吸收隨著頻率呈指數增加，並且在15MHz +時，材料中的吸收太大而不能用作有效的鏡片。為了克服這種吸收，通常以較硬的材料用於高頻超音波透鏡，例如聚甲基戊烯（以商品名TPX出售）和

交聯聚苯乙烯（以商品名**Rexolite**出售）。雖然非相陣列可以接受，但由於斯涅爾(Snell)定律，這些材料難以用於相陣列。

【0045】 根據斯涅爾(Snell)定律，從較快的材料傳遞到較慢的材料的能量傾向於朝向與介面垂直的線的方向上彎曲。當希望一部分光束能量以遠離法線的角度延伸時，這恰好是相陣列的錯誤方向。為了補償斯涅爾定律效應，必須以更大的入射角提供能量，該入射角快速接近透鏡材料的臨界角，其中所有能量都在內部反射。在超音波換能器中，來自一個換能器元件的內部反射能量可以在相鄰元件處產生寄生信號(spurious signals)。另外，與這種內部反射相關的相位差使得幾乎不可能利用來自多個相鄰換能器元件的信號執行波束成形。

【0046】 根據本案一些實施例的相陣列換能器設計包括透鏡，該透鏡被配置成使得其與透鏡中的側向或橫向方向相比在向前方向上具有各向異性(anisotropic)的聲速。在一個實施例中，透鏡由具有聲速的材料製成，該聲速比填充透鏡的切口的材料中的聲速快得多。如圖6A所示，透鏡80包括一片聚苯並咪唑(polybenzimidazole，以商品名**Celazole**™出售)。透鏡80(和外部匹配層，如果使用的話)用雷射圖案化以形成多個切口96，切口96與定義各個換能器元件的切口對齊或與定義個別換能器元件和子切口的切口對齊。**Celazole**可用作高頻鏡片材料，因為它具有高的聲速，並且因為它可以承受切割時的切割精細間距所用的雷射的熱量(例如，對於20+MHz相陣列，切口為40微米或更小)而沒有融化。此外，**Celazole**可以直接黏合到換能器疊層的最上面匹配層的環氧樹脂上，因此不需要氰基丙烯酸酯(cyanoacrylate, CA)膠層。

【0047】 在一個實施例中，透鏡80中的切口96以及最外面的匹配層M4和M5填充有一聲速比透鏡材料的聲速慢得多的材料，例如填充粉末的環氧樹脂或RTV 60矽樹脂。

【0048】 在一些實施例中，透鏡80還在其前表面上包括一個或多個匹配層M4和M5，其匹配透鏡材料對水的阻抗。M4和M5匹配層被形成使其曲率與透鏡的曲率匹配並且對齊。在一些實施例中，外部匹配層M4和M5用雷射切割以繼續形成在透鏡材料80中的切口96，並且填充一材料，該材料和填充透鏡材料中切口的材料相同。在其他實施例中，透鏡80前面的匹配層可以省略M4和M5中的一個或兩個上的切口。

【0049】 利用這種結構，透鏡80中的切口96之間的透鏡材料形成許多微型波導(mini-waveguides)，其將來自超音波換能器元件的能量沿直線向前的方向引導，而在透鏡中橫向擴散的能量較少。在一個實施例中，在換能器疊層的軸向方向上通過透鏡的聲速大於透鏡的側面方向上的聲速或平行於透鏡的前面的方向上的聲速。

【0050】 如果換能器不用作相陣列，那麼透鏡(和匹配層，如果使用的話)不需要切口。

【0051】 在一些實施例中，更多的切口可以用定義各個換能器元件的那些雷射加工到PZT層中。圖7顯示許多可能的子切割模式。第一子切口圖案150是一個傳統的子切口圖案，其中換能器元件在其中心沿縱向向下劃分單個子切口。該子切口具有與換能器元件相同的長度。如本領域技術人員所理解的，換能器元件的寬度/高度比應小於或等於約0.6的「黃金比」，以使壓電材料片中的橫向振動模式最小化。在本案所公開技術的一些實施例中，準分子UV雷射可以切割

寬度約為 $6\ \mu\text{m}$ 的切口線。在40微米的元件間距和70-80微米的壓電材料片厚度下，可以在不使用中心子切口的情況下滿足該比率。

【0052】 其他子切口圖案可用於某些換能器應用。第二子切口圖案154包括多個平行的子切口，其相對於定義個別換能器元件的切口以銳角（例如約55度）切割。在所示的實施例中，對於40微米寬的換能器元件，平行的子切口間隔28微米，但是可以使用其他間距。

【0053】 第三子切口圖案158通過交替成組不同角度的平行切口形成，這些切口相對於定義換能器元件的切口的方向以角度（例如55度和125度）切割。結果是一組交替方位的三角形PZT柱，每個PZT柱具有基底(base)和高度(height)，該基底與定義換能器元件的切口對齊，該高度等於換能器元件的寬度。在所示的實施例中，於具有40微米元件間距的換能器陣列中，每個這樣的三角形具有56微米長的基底和40微米（扣去切口寬度）的高度。

【0054】 第四子切口圖案162由多個垂直於定義換能器元件的切口的子切口製成。在該圖案中，形成許多矩形壓電材料(PZT)柱，其高度例如為28微米，寬度等於換能器元件的寬度（例如，在所示實施例中為40微米）。

【0055】 第五子切口圖案166由多個子切口製成，這些子切口由相對於定義各個換能器元件的切口的銳角（例如45度）方位的多個平行切口，以及由間隔開垂直於定義各個換能器元件的切口的多個橫向子切口所形成。第五子切口圖案166形成多個交替的直角三角形，其斜邊在換能器元件中彼此面對。在所示的實施例中，右三角形的腿長40微米。

【0056】 通過相對於定義各個換能器元件的切口形成60度和120度的子切口，第六子切口圖案170在換能器元件中形成多個交替方位的等邊三角形。

【0057】 圖8顯示可以在匹配層（M1-M5）和透鏡中形成的多個可能的子切口，以對應於PZT層中的子切口。

【0058】 圖案180對應於圖案150，其具有定義一對子切割元件的單個切口。圖案182對應於右三角形圖案166，圖案184對應於交替的三角形圖案158，而圖案186對應於交替的等邊三角形圖案170。

【0059】 如上所述，在一些情況下，匹配層包括與PZT層中的子切口匹配的切口。在其他實施例中，匹配層包括少於PZT層中的所有子切口，並且可以僅包括與定義各個換能器元件的切口匹配的切口。如上所述，在透鏡80結合到換能器疊層的情況下，換能器疊層的後側(rear side)或近側(proximal side)可以被製造。首先，根據換能器的所需工作頻率，將PZT層和框架研磨成所需的厚度。然後，如圖9中所示最佳情況，導電支撐框架160用導電環氧樹脂黏合劑固定到換能器疊層150的後側或近側。框架160較佳地是導電的並且由具有類似於壓電材料(PZT)熱膨脹係數(CTE)的金屬，例如鉬所製成。在所示的示例中，換能器疊層150具有4.5mm的仰角尺寸(elevation dimension)和7.6mm的方位角(azimuthal)或寬度尺寸(wide dimension)。支撐框架160具有開口區域162，各個暴露的PZT換能器元件的後表面可通過該開口區域162進入。支撐框架160支撐一個或多個柔性電路170，柔性電路170具有跡線(traces，未示出)，其用於向換能器元件和從換能器元件傳遞電信號。在一個實施例中，第一柔性電路具有連接到所有偶數換能器元件的跡線，並且在框架160的相對側上的第二柔性電路(未示出)具有連接到所有奇數換能器元件的跡線。在一些實施例中，單個柔性電路包括用於偶數和奇數換能器元件的跡線。

【0060】 柔性電路170中的一接地平面（未示出）利用導電環氧樹脂等電連接到換能器背面上的導電支撐框架160。因此，支撐框架160用作換能器疊層的前側上的公共接地電極60與柔性電路170中的接地平面之間的導電路徑的一部分。如果圍繞壓電材料(PZT)片的框架是導電的（例如石墨或鉬），那麼框架本身就成為導電路徑的一部分。如果框架是不導電的（例如氧化鋁），則在框架和換能器疊層前面的公共接地電極之間包括導電路徑。圖10顯示框架10的一個實施例，框架10沿其長度方向具有一對切口200，切口200可以用導電環氧樹脂填充，以在框架的前部和框架的後部之間形成導體，從而連接導電支撐框架160。用於提供導電路徑的其他機構可以包括穿過框架的通孔或導電箔、導線等，其連接PZT元件前面的公共接地電極和導電支撐框架160或柔性電路的接地電極。

【0061】 一旦導電支撐框架160固定到換能器疊層，在柔性電路170中跡線的暴露部分和相應的各個換能器元件之間形成導電通路。

【0062】 在一個實施例中，導電通路形成在換能器元件的近側上，以允許柔性電路170中的跡線電連接到換能器元件。在一些實施例中，利用填充有顆粒的環氧樹脂填充框架160的開口側來產生通路，利用雷射在通過一換能器元件到柔性電路170中的相應跡線的環氧樹脂中產生通道並且利用金或金加鉻電鍍通道，然後在不需要的區域去除金，並用雷射清理鍍金屬路徑。根據本案所公開技術的一些實施例中用於在換能器元件和柔性電路中跡線之間產生導電路徑的合適的圖案化程序的描述在申請人共同擁有的美國專利公開No.2017-0144192 A1和美國專利No 8,316,518中可找到，上述這些專利的全文併入本文，視為本案的一部分。

【0063】 一旦在換能器元件和柔性電路的跡線之間建立了電性連接，就將背襯層（backing layer，未示出）固定到換能器元件後面的組件上。圖11和12是換能器組件的橫截面圖，顯示具有PZT層的換能器疊層、圍繞PZT層的框架，以及通過多個匹配層耦合到疊層的透鏡。

【0064】 儘管所公開的實施例顯示適用於高頻相陣列換能器的元件間距，但是應當理解，包括壓電材料片、周圍框架、匹配層，以及透鏡的換能器的結構可以用於非相陣列換能器或低頻換能器。另外，如果在較低頻率下使用，則可以使用其他透鏡材料，例如TPX或Rexolite。如果換能器不是設計成相陣列，則這種透鏡材料可不形成切口。

【0065】 從前述內容可以理解，本文已經基於說明的目的描述了本發明的特定實施例，但是在不脫離本發明的範圍的情況下可以進行各種修改。例如，所公開的換能器設計可以被依照比例設計以在較低頻率（例如2-15MHz）下操作。另外，本案所公開技術的各方面可用於更傳統的超音波換能器設計中。因此，除了所附申請專利範圍之外，本發明並不受限制。

【符號說明】

- 【0066】 10 框架
- 【0067】 12 中心開口
- 【0068】 14 突出部/基準
- 【0069】 20 壓電材料片
- 【0070】 24 絕緣填充材料
- 【0071】 30 疊層
- 【0072】 32 頂表面

- 【0073】 34 底表面
- 【0074】 42 不起作用區域
- 【0075】 44 不起作用區域
- 【0076】 60 接地層
- 【0077】 62 切口
- 【0078】 72 凹陷
- 【0079】 74 支撐脊/支撐樑
- 【0080】 80 透鏡
- 【0081】 96 切口
- 【0082】 98 彎曲
- 【0083】 150 第一子切口圖案/換能器疊層
- 【0084】 154 第二子切口圖案
- 【0085】 158 第三子切口圖案
- 【0086】 160 導電支撐框架
- 【0087】 162 第四子切口圖案/開口區域
- 【0088】 166 第五子切口圖案
- 【0089】 170 第六子切口圖案
- 【0090】 180 圖案
- 【0091】 182 圖案
- 【0092】 184 圖案
- 【0093】 186 圖案
- 【0094】 170 柔性電路
- 【0095】 200 切口
- 【0096】 L1 透鏡
- 【0097】 M1 匹配層
- 【0098】 M2 匹配層

【0099】 M3 匹配層



201932867

申請日：

IPC 分類：

【發明摘要】**【中文發明名稱】** 高頻超音波換能器**【英文發明名稱】** HIGH FREQUENCY ULTRASOUND TRANSDUCER

【中文】 一種高頻超音波陣列，具有多個換能器元件，這些換能器元件形成在一壓電材料片中。具有與壓電材料類似熱膨脹係數的框架圍繞壓電材料並且通過一填充材料與壓電材料分離。定義壓電材料片中各個元件的切口延伸到片材的整個寬度上。在一些實施例中，將單個換能器元件劃分為兩個或更多個子元件的子切口也在整個片材的寬度上延伸。位於換能器元件前面的透鏡可以具有加工的曲率半徑以聚焦超音波信號。

【英文】 A high frequency ultrasound array having a number of transducer elements that are formed in sheet of piezoelectric material. A frame having a coefficient of thermal expansion that is similar to that of the piezoelectric material surrounds the piezoelectric material and is separated from the piezoelectric material by a filling material. Kerf cuts that define the individual elements in the sheet of piezoelectric material extend across a full width of the sheet. In some embodiments, sub-dice kerf cuts that divide a single transducer element into two or more sub-elements also extend all the way across the width of the sheet. A lens positioned in front of the transducer elements can have a radius machined therein to focus ultrasound signals.

【指定代表圖】 圖 6A**【代表圖之符號簡單說明】**

96 切口

98 彎曲

L1 透鏡

M1 匹配層

M2 匹配層

M3 匹配層

M4 匹配層

M5 匹配層

【發明申請專利範圍】

【第1項】 一種相陣列超音波換能器，包括：

一壓電材料片，具有一熱膨脹係數；

一圍繞該壓電材料片外周邊的框架，其中該框架的熱膨脹係數相似於該壓電材料片的熱膨脹係數；

一填充材料，位於該框架和該壓電材料片的外周邊之間，其中該壓電材料片包括多個切口，這些切口定義了多個單獨的換能器元件；以及

一透鏡，透過一或多個匹配層固定到該壓電材料片上，其中該透鏡和該一或多個匹配層包括具有填充的多個切口，其分別與該壓電材料片中的多個切口對齊，使得該透鏡中與該透鏡的前表面的垂直方向上的聲速，大於與該透鏡的前表面的平行方向上的聲速。

【第2項】 如申請專利範圍第1項所述的超音波換能器，其中該透鏡由聚苯並咪唑(polybenzimidazole)製成。

【第3項】 根據申請專利範圍第2項所述的超音波換能器，還包括在該透鏡的前表面上的一或多個匹配層。

【第4項】 根據申請專利範圍第3項所述的超音波換能器，其中在該透鏡和該壓電材料片之間的該一或多個匹配層中的該些切口延伸穿過該透鏡的前表面上的該一或多個匹配層。

【第5項】 根據申請專利範圍第4項所述的超音波換能器，其中該透鏡和該透鏡的前表面上的該一或多個匹配層具有曲率半徑，以定義該超音波換能器的焦距。

【第6項】 一種超音波換能器，包括：

一壓電材料，具有一熱膨脹係數；

一框架，圍繞該壓電材料的外周邊，其中該框架的熱膨脹係數類似於該壓電材料的熱膨脹係數；

一填充材料，放置在該框架和該壓電材料的外周邊之間；

其中該壓電材料包括定義複數個換能器元件的多個切口；以及一透鏡，透過一或多個匹配層固定到該壓電材料上。

【第7項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該些換能器元件延伸該壓電材料的寬度，使得該些換能器元件具有第一端和第二端，該第二端與該填充材料接合在該壓電材料和該框架之間。

【第8項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該框架由氧化鋁製成。

【第9項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該框架由石墨製成。

【第10項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該框架由鈿製成。

【第11項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該框架是導電的並且包括一或多個間隔元件，該一或多個間隔元件在該壓電材料中的該些換能器元件與該框架的內邊緣之間保持間隙。

【第12項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該框架是非導電的並且包括延伸穿過該框架的一個或多個通孔，以形成從該些換能器元件的遠側的一公共電極到該換能器的近側的導電路徑。

【第13項】 根據申請專利範圍第6項所述的超音波換能器，其中該透鏡包括多個切口，該透鏡的多個切口與定義該壓電材料中的各個換能器元件的多個切口對準，並且其中該透鏡在其前表面的垂直方向上的聲速大於在其前表面的平行方向上的聲速。

【第14項】 根據申請專利範圍第13項所述的超音波換能器，其中該透鏡中的該多個切口填充有矽樹脂。

【第15項】 根據申請專利範圍第19項所述的超音波換能器，還包括在該透鏡上的一或多個匹配層，該一或多個匹配層包括多個切口，該一或多個匹配層的多個切口與定義該壓電材料中各個換能器元件的多個切口對準。

【第16項】 一種超音波換能器，包括：

一壓電材料，包括多個切口，這些切口定義了多個單獨的換能器元件；以及
一透鏡，透過一或多個匹配層固定到該壓電材料上，其中該一或多個匹配層
包括連接到透該鏡的最上面的匹配層，並且其中該最上面的匹配層包括在其外
表面上的多個支撐脊，其支撐在該一或多個匹配層外表面上的該透鏡。

【第17項】 根據申請專利範圍第16項所述的超音波換能器，其中最上面的匹
配層的該多個支撐脊形成在最上面的匹配層中具有填充的多個切口之間。

【第18項】 根據申請專利範圍第16項所述的超音波換能器，其中該最上面的
匹配層由環氧樹脂形成，並且其中該透鏡用相同的環氧樹脂與該最上面的匹配
層結合。

【第19項】 根據申請專利範圍第16項所述的超音波換能器，其中該透鏡由聚
苯並咪唑(polybenzimidazole)製成。

【第20項】 根據申請專利範圍第16項所述的超音波換能器，其中該透鏡包括
多個切口，該透鏡的該多個切口與該一或多個匹配層的多個切口以及該壓電材
料中的多個切口對齊。

