(19)中華民國智慧財產局
(12)發明說明書公開本 (11)公開編號：TW 201440721 A
(43)公開日： 中華民國 103 (2014) 年 11 月 01 日

(21)申請案號：103107971 (22)申請日： 中華民國 103 (2014) 年 03 月 07 日
(51)Int. Cl.： *A61B18/00 (2006.01)* *A61B18/04 (2006.01)*
(30)優先權：2013/03/08 美國 61/774,785
(71)申請人：奧塞拉股份有限公司 (美國) ULTHERA, INC. (US)
美國
(72)發明人：艾姆利 C D EMERY, CHARLES D. (US)
(74)代理人：劉正格
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：36 項 圖式數：29 共 111 頁

(54)名稱

用於多焦點超音波治療的裝置和方法

DEVICES AND METHODS FOR MULTI-FOCUS ULTRASOUND THERAPY

(57)摘要

皮膚病學的美容處理與成像系統和方法的實施例可以包括，使用換能器在組織中同時或基本同時產生多個美容處理區域。系統可以包括手棒、可移除的換能器模組、控制模組和/或圖形用戶介面。在一些實施例中，美容處理系統可以用於美容過程，包括前額提升、脂肪減少、止汗以及頸部皺紋的處理。提供了皮膚收緊、提升以及皺紋與妊娠紋的改善。

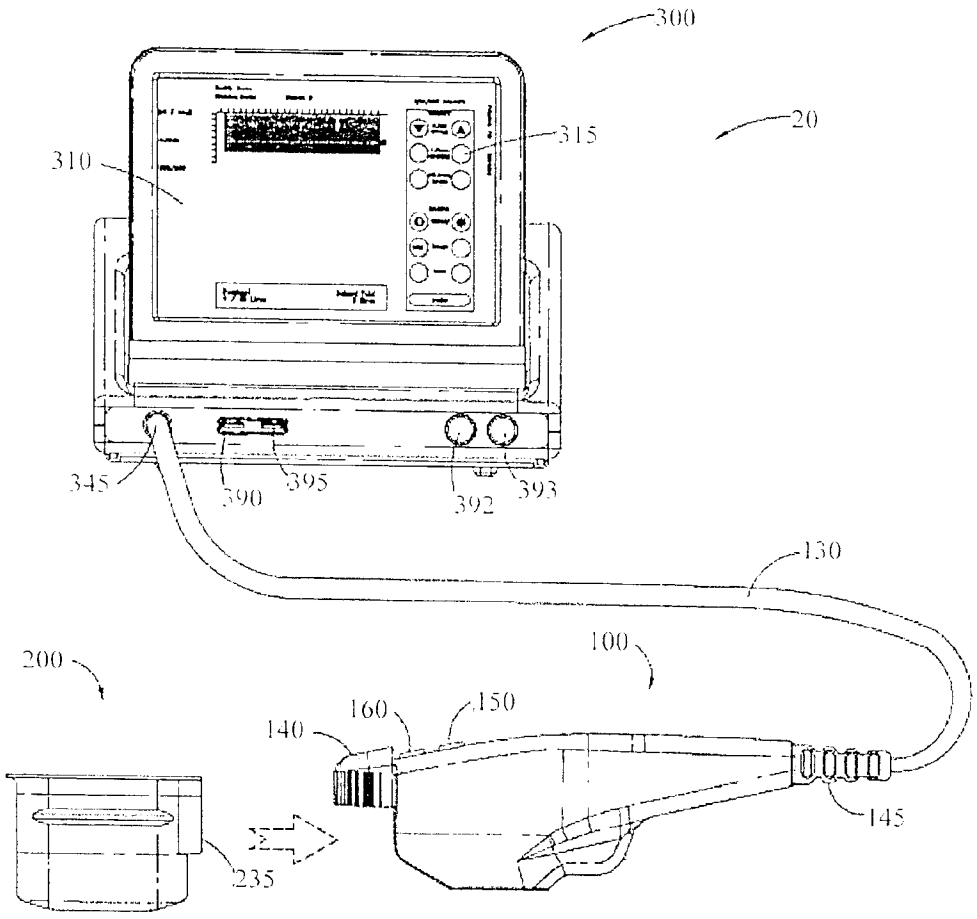


圖1

20：超音波系統
100：手棒
130：介面
140：耦合器
145：連接器
150：控制器或開關
160：控制器或開關
200：模組
235：介面導向裝置
300：控制器
310：顯示器、圖形用戶介面
315：圖形顯示器(觸控螢幕介面)
345：電路
390：資料埠
392：急停按鈕
393：電源開關
395：鎖

(19)中華民國智慧財產局
(12)發明說明書公開本 (11)公開編號：TW 201440721 A
(43)公開日： 中華民國 103 (2014) 年 11 月 01 日

(21)申請案號：103107971 (22)申請日： 中華民國 103 (2014) 年 03 月 07 日
(51)Int. Cl.： *A61B18/00 (2006.01)* *A61B18/04 (2006.01)*
(30)優先權：2013/03/08 美國 61/774,785
(71)申請人：奧塞拉股份有限公司 (美國) ULTHERA, INC. (US)
美國
(72)發明人：艾姆利 C D EMERY, CHARLES D. (US)
(74)代理人：劉正格
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：36 項 圖式數：29 共 111 頁

(54)名稱

用於多焦點超音波治療的裝置和方法

DEVICES AND METHODS FOR MULTI-FOCUS ULTRASOUND THERAPY

(57)摘要

皮膚病學的美容處理與成像系統和方法的實施例可以包括，使用換能器在組織中同時或基本同時產生多個美容處理區域。系統可以包括手棒、可移除的換能器模組、控制模組和/或圖形用戶介面。在一些實施例中，美容處理系統可以用於美容過程，包括前額提升、脂肪減少、止汗以及頸部皺紋的處理。提供了皮膚收緊、提升以及皺紋與妊娠紋的改善。

發明專利說明書

【發明名稱】 用於多焦點超音波治療的裝置和方法
DEVICES AND METHODS FOR MULTI-FOCUS ULTRASOUND THERAPY

【相關申請的交叉引用】

【0001】 該申請要求 2013 年 3 月 8 日提交的美國臨時申請 61/774,785 的優先權益，該臨時申請的整個內容通過引用合併到此。

【技術領域】

【0002】 本發明的若干實施例總體涉及基於能量的無創處理，以便實現美容效果。例如，一些實施例總體涉及用於提供多個超音波處理點或焦點區域的裝置、系統和方法，以便安全有效地執行各種處理和/或成像過程。一些實施例涉及將超音波治療束分離爲兩個、三個、四個或更多個焦點區域，以便用調製和/或多相位調整（multiphasing）來執行各種處理和/或成像過程。一些實施例涉及將超音波治療束分離爲兩個、三個、四個或更多個焦點區域，以便用極化技術來執行各種處理和/或成像過程。在若干實施例中，提供了在美容和/或醫療過程中將超音波治療引導至多個焦點的裝置和方法。

【先前技術】

【0003】 許多美容過程涉及可能需要有創手術的有創過程。病人不但不得不忍受數周的恢復時間，而且還頻繁地被要求經歷用於美容治療的有風險的麻醉過程。

【發明內容】

【0004】 儘管基於能量的處理已經被公開用於美容以及醫療目的，但申請人不知道過程，除了申請人自己的研究工作，即使用定向且精確的超音波，通過將超音波治療波束分離爲兩個、三個、四個或更多個焦點區域，以便執行各種處理和/或成像過程，以此經由熱途徑（pathway）引起可見且有效的美容結果，從而成功地實現美學效果。

【0005】 在本文中所公開的若干實施例中，無創超音波被用來實現以下效果中的一個或更多個：面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、痤瘡治療以及丘疹減少。在若干實施例中，提供了頸部皺紋（décolletage）的處理。在另一實施例中，可以在脂肪組織（例如，脂肪）上使用該裝置。在另一實施例中，系統、裝置和/或方法可以應用于性區（例如，陰道年輕化和/或陰道收緊，例如用於收緊陰道的支援組織）。

【0006】 根據不同的實施例，一種美容超音波處理系統和/或方法能夠無創地產生單個或多個美容治療區域和/或熱凝聚點，其中超音波聚焦在皮膚表面之下的組織中的處理區域中的一個或更多個位置上。一些系統和方法提供在組織中的不同位置處的美容治療，例如在不同深度、高度、寬度和/或位置處。在一個實施例中，一種方法和系統包含多個深度換能器系統，其被配置爲用於向多於一個的感興趣區域提供超音波處理，例如在感興趣的深層處理區域、感興趣的淺層區域和/或感興趣的皮下區域中的至少兩個之間。在一個實施例中，一種方法和系統包含換能器系統，其被配置爲用於向多於一個的感興趣區域提供超音波處理，例如在組織中的感興趣區域的不同位置（例如，在固定或可變深度、長度、寬度、取向等）中的至少兩個點之間。一些實施例可以將波束分離，以聚焦在用於美容處理區域和/或用於組織的感興趣區域的成像的兩個、三個、四個或更多個焦點處。焦點的位置可以位於軸向、橫向或組織內。一些實施例可以被配置爲用於空間控制，例如通過焦點的位置、改變換能器到反射表面的距離和/或改變能量聚焦或未聚焦到感興趣區域的角度，和/或被配置爲用於時間控制，例如通過控制換能器的頻率、振幅和時序的改變。在一些實施例中，多個處理區域或焦點的位置具有極化、相位極化、兩相位極化和/或多相位極化。在一些實施例中，多個處理區域或焦點的位置具有相位調整，例如在一個實施例中，具有電相位調整。因此，可以隨著時間動態地控制處理區域的位置、感興趣區域中的處理區域或損傷的數量、形狀、尺寸和/或體積以及熱狀態的變化。

【0007】 根據不同的實施例，一種美容超音波處理系統和/或方法可以使用相位調製、極化、非線性聲學和/或傅立葉變換中的一個或更多個來產生多個美容處理區域，從而產生具有一個或多個超音波部分的任何空間週期性圖案。在一個實施例中，系統以陶瓷水平使用極化同時或順序地輸送單個或多個處理區域。在一個實施例中，極化圖案是焦深和頻率的函數，並且使用奇或偶函數。在一個實施例中，過程可以用在兩個或更多個維度上，以產生任何空間週期性圖案。在一個實施例中，通過使用非線性聲學和傅立葉變換，超音波波束被軸向且橫向分離，以顯著減少處理時間。在一個實施例中，來自系統的調製和來自陶瓷或換能器的振幅調製可以用來順序地或同時將多個處理區域放置在組織中。

【0008】 在一個實施例中，一種美學成像與處理系統包括超音波探頭，其包含超音波換能器，超音波換能器被配置爲借助包含振幅調製極化和相位偏移中的至少一個，將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織。在一個實施例中，系統包括控制模組，其耦合至用於控制超音波換能器的超音波探頭。

【0009】 在不同的實施例中，多個位置以基本線性序列的方式位於美容處理區域內。在一個實施例中，第一組位置位於第一美容處理區域內，而第二組位置位於第二美容處理區域內，第一區域不同於第二區域。在一個實施例中，第一美容處理區域包括第一組位置的基本線性序列，而第二美容處理區域包括第二組位置的基本線性序列。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中第一振幅不同於第二振幅。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中第一相位不同於第二相位。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中第一振幅不同於第二振幅，以及應用超音波治療相位偏移，由此超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中第

一相位不同於第二相位。在一個實施例中，多個相位包括離散的相位值。在一個實施例中，超音波換能器包括壓電材料，並且超音波換能器的多個部分被配置爲回應於施加到超音波換能器的電場而產生多個對應的壓電材料變化。在一個實施例中，多個壓電材料變化包括材料膨脹和材料收縮中的至少一個。在一個實施例中，超音波換能器的至少一部分被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療，並且其中由壓電材料的至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。在一個實施例中，系統還包括移動機構，移動機構被配置爲，被編程以在多個各熱美容處理區域之間提供可變間距。在一個實施例中，一序列的各熱美容處理區域具有在大約 0.01mm 至大約 25mm 範圍內的處理間距。在不同的實施例中，超音波處理是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪處理、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱組織，從而引起凝聚。

【0010】 在一個實施例中，一種用於美容治療的美學成像與處理系統包括：超音波探頭和控制模組。超音波探頭包括第一開關、第二開關和移動機構，第一開關可操作地控制用於提供超音波成像的超音波成像功能，第二開關可操作地控制用於提供超音波處理的超音波處理功能，移動機構被配置爲以至少一個序列的各熱美容處理區域引導超音波處理。在一個實施例中，系統還包括換能器模組。在一個實施例中，換能器模組被配置爲用於超音波成像和超音波處理。在一個實施例中，換能器模組被配置爲用於耦合至超音波探頭。在一個實施例中，換能器模組包括超音波換能器，其被配置爲將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織。在一個實施例中，換能器模組被配置爲可操作地耦合至第一開關、第二開關和移動機構中的至少一個。在一個實施例中，控制模組包括用於控制換能器模組的處理器和顯示器。

【0011】 在不同的實施例中，多個位置以基本線性序列的方式位於

美容處理區域內。在一個實施例中，第一組位置位於第一美容處理區域內，而第二組位置位於第二美容處理區域內，第一區域不同於第二區域。第一美容處理區域包括第一組位置的基本線性序列，而第二美容處理區域包括第二組位置的基本線性序列。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中第一振幅不同於第二振幅。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中第一相位不同於第二相位。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中第一振幅不同於第二振幅。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中第一相位不同於第二相位。在一個實施例中，多個相位包括離散的相位值。在一個實施例中，換能器模組被配置爲換能器模組包括壓電材料，並且換能器模組的多個部分被配置爲回應於施加到換能器模組的電場而產生多個對應的壓電材料變化。在一個實施例中，多個壓電材料變化包括材料膨脹和材料收縮中的至少一個。在一個實施例中，換能器模組的至少一部分被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療，並且其中由換能器模組的至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。在一個實施例中，移動機構被配置爲，被編程以在多個各熱美容治療區域之間提供可變間距。在一個實施例中，一序列的各熱美容處理區域具有在大約 0.01mm 至大約 25mm 範圍內的處理間距。在一個實施例中，第一和第二開關包括用戶可操作的按鈕或鍵。在一個實施例中，第一開關和第二開關中的至少一個由控制模組啓動。在一個實施例中，處理功能是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪處理、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。在一個實施例中，換能器模組被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大

5

約 10MHz 的超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱組織，從而引起凝聚。

【0012】 在一個實施例中，一種處理系統包括控制裝置和手棒，控制裝置可操作地控制超音波處理功能，以便提供超音波處理，手棒被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導超音波治療。在一個實施例中，手棒包括換能器，其被配置爲將超音波治療應用在焦深處的一位置處的組織，該位置位於熱美容處理區域內，其中換能器被進一步配置爲將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織。

【0013】 在一個實施例中，一種用於進行美容過程的方法包括，將換能器模組與超音波探頭耦合，其中超音波探頭包括第一開關，以控制聲成像，其中超音波探頭包括第二開關，以控制聲治療，用於引起多個各美容處理區域，其中超音波探頭包括移動機構，以在各美容處理區域之間提供期望的間距。在一個實施例中，該方法包括使換能器模組與物件的皮膚表面接觸。在一個實施例中，該方法包括啓動超音波探頭上的第一開關，從而通過換能器模組對皮膚表面之下的區域進行聲成像。在一個實施例中，該方法包括啓動超音波探頭上的第二開關，從而通過換能器模組以各美容處理區域的期望順序對皮膚表面之下的區域進行聲治療，其中各美容處理區域的順序由移動機構控制，其中換能器模組包括超音波換能器，其被配置爲將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織。

【0014】 在一個實施例中，一種處理系統包括控制裝置和手棒，控制裝置可操作地控制超音波處理功能，以便提供超音波處理，手棒被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導超音波治療。在一個實施例中，手棒包括換能器，其被配置爲將超音波治療應用于在焦深處的多個位置處的組織。

【0015】 在一個實施例中，美學成像與處理系統用於皮膚的無創美容處理。

【0016】 在一個實施例中，一種用於美容處理的美學成像與處理系統包含超音波探頭，該超音波探頭被配置爲用於對焦深處的多個位置處的組織進行超音波成像與超音波處理。在一個實施例中，該超音波探頭包含

換能器模組，該換能器模組被配置爲用於耦合至超音波探頭，其中換能器模組包含超音波換能器，該超音波換能器被配置爲將超音波治療施加在焦深處的多個位置處的組織。在一個實施例中，第一開關可操作地控制超音波成像功能，以便提供超音波成像。在一個實施例中，第二開關可操作地控制超音波處理功能，以便提供超音波治療。在一個實施例中，移動機構被配置爲以至少一個序列的各個熱美容處理區域引導超音波處理，其中換能器模組被配置爲可操作地耦合至第一開關、第二開關和移動機構中的至少一個。在一個實施例中，控制模組包含用於控制換能器模組的處理器和顯示器。在一個實施例中，模組是可移除的。例如，一些非限制性實施例換能器可以被配置爲用於以下組織深度：1.5mm、3mm、4.5mm、6mm、小於 3mm、1.5mm 和 3mm 之間、1.5mm 和 4.5mm 之間、多於 4.5mm、多於 6mm，以及在 0.1mm-3mm、0.1mm-4.5mm、0.1mm-25mm、0.1mm-100mm 範圍內的任何地方，以及其中的任何深度。

【0017】 在各種實施例中，多個位置被佈置爲基本線性序列，位於美容處理區域內。在一個實施例中，第一組位置位於第一美容處理區域內，而第二組位置位於第二美容處理區域內，第一區域不同於第二區域。在一個實施例中，第一美容處理區域包含第一組位置的基本線性序列，而第二美容處理區域包含第二組位置的基本線性序列。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用使用振幅調製的超音波處理，由此換能器模組包含被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療的多個部分，其中第一振幅不同於第二振幅。在一個實施例中，換能器模組被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此換能器模組包含被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療的多個部分，其中第一相位不同於第二相位。

【0018】 在一個實施例中，移動機構是運動機構。在各種實施例中，移動機構被配置爲在模組或探頭內移動換能器。在一個實施例中，換能器由換能器保持件保持。在一個實施例中，換能器保持件包括套筒，該套筒沿著運動限制軸承（例如，線性軸承，也就是棒（或杆））移動，以確保換能器的可重複線性移動。在一個實施例中，套筒是花鍵套，該花鍵套阻止圍繞花鍵軸旋轉，但是維持運動路徑的任何導向是合適的。

【0019】 在一個實施例中，換能器保持件由運動機構驅動，該運動機構可以位於手棒中、位於模組中或位於探頭中。在一個實施例中，運動機構 400 包括止轉棒軛、移動構件和磁耦合件。在一個實施例中，磁耦合件幫助移動換能器。運動機構的一個益處是，它使得更高效、更準確和更精確地使用超音波換能器，以便進行成像和/或治療目的。這種類型的運動機構與固定在外殼中的空間中的多個換能器的固定陣列相比的一個優勢是，固定陣列是固定距離隔開的。

【0020】 通過將換能器放置在控制器控制件下面的軌道（例如線性軌道）上，除了高效性、準確性和精確性之外，系統和裝置的實施例還提供適應性和靈活性。可以即時和幾乎即時地調整沿著由運動機構控制的運動的成像和處理定位。除了能夠基於由運動機構可能進行的遞增調整來選擇幾乎任何解析度之外，如果成像檢測到異常或者評價（merit）處理間距和目標的變化的條件，則還可以進行調整。在一個實施例中，一個或多個感測器可以被包括在模組中。在一個實施例中，一個或多個感測器可以被包括在模組中以確保移動構件和換能器保持件之間的機械耦合確實被耦合。在一個實施例中，可以將編碼器設置在換能器保持件的頂部上，並且可以將感測器定位在一部分模組中，或反之亦然（交換）。

【0021】 在各種實施例中，感測器是磁感測器，巨磁阻效應（GMR）感測器或霍爾效應感測器，並且編碼器是磁鐵、一批磁鐵或多極磁條。感測器可以被設置爲換能器模組原始（home）位置。在一個實施例中，感測器是接觸式壓力感測器。在一個實施例中，感測器是在裝置表面上的感測患者上的裝置或換能器的位置的感測器。在各種實施例中，感測器可以用於以一維、二維或三維方式映射裝置或裝置中的部件的位置。在一個實施例中，感測器被配置爲感測裝置（或其中的部件）和患者之間的位置、角度、傾斜度、取向、放置、高度或其他關係。在一個實施例中，感測器包括光學感測器。在一個實施例中，感測器包括滾球感測器。在一個實施例中，感測器被配置爲以一維、二維和/或三維方式映射位置，從而計算對患者的皮膚或組織的處理區域或處理線之間的距離。

【0022】 運動機構可以是可認爲對換能器的移動有用的任何運動機

構。本文有用的運動機構的其他實施例可以包括蝸輪等。在各種實施例中，運動機構位於模組 200 中。在各種實施例中，運動機構可以提供線性、旋轉、多維運動或致動，並且運動可以包括空間中的點和/或取向的任何集合。可以根據若干實施例使用運動的各種實施例，包括但不限於直線、圓形、橢圓形、弧形、螺旋形、空間中的一個或多個點的集合，或任何其他一維、二維或三維位置和姿勢運動實施例。運動機構的速度可以是固定的，或者可以是由用戶可調節控制的。在一個實施例中，運動機構針對成像序列的速度可以不同於針對處理序列的速度。在一個實施例中，運動機構的速度是由控制器可控制的。

【0023】 在各種實施例中，換能器模組被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此換能器模組包含被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療的多個部分，其中第一振幅不同於第二振幅；以及應用超音波治療相位偏移，由此換能器模組包含被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療的多個部分，其中第一相位不同於第二相位。

【0024】 在一個實施例中，多個相位包含離散的相位值。在一個實施例中，換能器模組包含壓電材料，並且換能器模組的多個部分被配置爲回應於施加到換能器模組的電場而產生多個對應的壓電材料變化。在一個實施例中，多個壓電材料變化包含材料膨脹和材料收縮中的至少一個。在一個實施例中，換能器模組包含被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療的至少一部分，並且其中由換能器模組的該至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。

【0025】 在一個實施例中，移動機構被配置爲被編程以在多個各熱美容處理區域之間提供可變間距。在一個實施例中，一序列的各熱美容處理區域具有從大約 0.01mm 至大約 25mm 範圍內的處理間距（例如，1mm、1.5mm、2mm、1-5mm）。在一個實施例中，第一和第二開關包含用戶可操作的按鈕或鍵。在一個實施例中，第一開關和第二開關中的至少一個由所述控制模組啓動。

【0026】 在各種實施例中，處理功能是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部治療、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、

靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪治療、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。在一個實施例中，換能器模組被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間（例如，5-40W、10-50W、25-35W）且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱組織，從而引起凝聚。在一個實施例中，音波功率可以是從 1W 到大約 100W 的範圍且頻率範圍是從大約 1MHz 到大約 12MHz（例如，4MHz、7MHz、10MHz、4-10MHz），或者音波功率可以是從大約 10W 到大約 50W 且頻率範圍從大約 3MHz 到大約 8MHz。在一個實施例中，音波功率是大約 40W 且頻率是大約 4.3MHz，並且音波功率是大約 30W 且頻率是大約 7.5MHz。由該音波功率產生的聲能量可以在大約 0.01 焦耳（J）到大約 10J 之間或者在大約 2J 到大約 5J 之間。在一個實施例中，聲能量處於小於大約 3J 的範圍。

【0027】 在各種實施例中，一種多焦點超音波處理系統包含：控制裝置，該控制裝置可操作地控制超音波處理功能，以便提供超音波處理；以及手棒，該手棒被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導超音波處理。該手棒包含換能器，該換能器被配置爲將超音波治療應用在焦深處的一位置處的組織，該位置位於熱美容處理區域內，其中換能器被進一步配置爲同時在焦深處的多個位置處將超音波治療應用於組織。

【0028】 在各種實施例中，一種美學成像與多焦點處理系統包含：超音波探頭，其包含超音波換能器，超音波換能器被配置爲借助包含振幅調製極化和相位調整的群組中的至少一個，將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織；以及控制模組，其耦合至超音波探頭，用於控制超音波換能器。在一個實施例中，多個位置被佈置爲基本線性序列，位於美容處理區域內。在一個實施例中，第一組位置位於第一美容處理區域內，而第二組位置位於第二美容處理區域內，第一區域不同於第二區域。在一個實施例中，第一美容處理區域包含第一組位置的基本線性序列，而第二美容處理區域包含第二組位置的基本線性序列。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此超音波換能器包含被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療的多個部分，其中第一振幅

不同於第二振幅。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此超音波換能器包含被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療的多個部分，其中第一相位不同於第二相位。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲：應用使用振幅調製的超音波治療，由此超音波換能器包含被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療的多個部分，其中第一振幅不同於第二振幅；以及應用超音波治療相位偏移，由此超音波換能器包含被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療的多個部分，其中第一相位不同於第二相位。在一個實施例中，多個相位包含離散的相位值。

【0029】 在一個實施例中，超音波換能器包含壓電材料，並且超音波換能器的多個部分被配置爲回應於施加到超音波換能器的電場而產生多個對應的壓電材料變化。在一個實施例中，多個壓電材料變化包含壓電材料膨脹和壓電材料收縮中的至少一個。在一個實施例中，超音波換能器包含被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療的至少一部分，並且其中由壓電材料的該至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。在一個實施例中，該系統還包含移動機構，移動機構被配置爲被編程以在多個各熱美容處理區域之間提供可變間距。在一個實施例中，一序列的各熱美容處理區域具有在大約0.01mm至大約25mm範圍內的處理間距。在一個實施例中，超音波處理是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪處理、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。在一個實施例中，超音波換能器被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱組織，從而引起凝聚。

【0030】 在各種實施例中，一種處理系統包含：可操作地控制超音波處理功能以便提供超音波處理的控制裝置；以及被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導超音波治療的手棒。在一個實施例中，手棒包含被配置爲同時將超音波治療應用于在焦深處的一位置處的組織的換能器。

【0031】 在各種實施例中，一種用於執行不由醫生執行的美容過程

的系統，該系統包含超音波探頭，該超音波探頭包含換能器模組。在一個實施例中，換能器模組包含被配置爲借助包含振幅調製極化和相位偏移的群組中的至少一個而將超音波治療應用于焦深處的多個位置處的組織的超音波換能器。在一個實施例中，超音波探頭包含用於控制聲成像的第一開關，超音波探頭包含用於控制聲處理以引起多個各美容治療區域的第二開關，並且超音波探頭包含在各美容治療區域之間提供期望的間距的移動機構。

【0032】 在各種實施例中，一種用於美容處理中的美學成像與處理系統包括超音波探頭。在一個實施例中，換能器模組包括被配置爲通過透聲構件中的孔應用超音波治療以在組織中在焦深處形成熱凝聚點（TCP）的超音波換能器。在一個實施例中，第一開關可操作地控制超音波成像功能以便提供超音波成像，第二開關可操作地控制超音波處理功能以便提供超音波處理，並且移動機構被配置爲以至少一個序列的各熱美容處理區域引導超音波處理。在各種實施例中，換能器模組被配置用於超音波成像和超音波處理兩者，換能器模組被配置用於耦合到超音波探頭，換能器模組被配置爲可操作地耦合到第一開關、第二開關和移動機構中的至少一個。在一個實施例中，控制模組包括用於控制換能器模組的處理器和顯示器。

【0033】 在一個實施例中，多個位置被佈置爲基本線性序列，位於美容處理區域內。在一個實施例中，第一組位置位於第一美容處理區域內，而第二組位置位於第二美容處理區域內，第一區域不同於第二區域。在一個實施例中，第一美容處理區域包括第一組位置的基本線性序列，而第二美容處理區域包括第二組位置的基本線性序列。在一個實施例中，移動機構被配置爲在多個各熱美容處理區域之間提供固定間距。在一個實施例中，一序列的各熱美容處理區域具有從大約 0.01mm 至 25mm 的範圍內的處理間距。在一個實施例中，第一和第二開關包括用戶可操作的按鈕或鍵。在一個實施例中，處理功能是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪處理、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。在一個實施例中，換能器模組被配置爲提供範

圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱組織，從而引起凝聚。

【0034】 在各種實施例中，一種美容處理系統包括：可操作地控制超音波處理功能以便向皮膚表面之下的不同深度提供超音波處理的控制裝置；以及被配置爲在皮膚表面之下在兩個或更多個焦深處引導超音波處理的手棒，所述手棒被配置爲連接被配置爲向皮膚表面之下的兩個或更多個焦深應用超音波處理的至少兩個可交換的換能器模組，其中換能器模組中的每一個被配置爲產生一個或更多個序列的熱凝聚點（TCP）。

【0035】 在一個實施例中，該系統還包括被配置爲對皮膚表面之下至少一個深度提供成像的成像換能器。在一個實施例中，該系統還包括被配置爲將各離散的熱損傷序列佈置爲線性序列的移動機構。在一個實施例中，換能器模組包括被配置爲以大約 1W 至大約 100W 之間的範圍和大約 1MHz 至大約 10MHz 的頻率提供超音波治療的至少一個換能器模組。在一個實施例中，換能器模組包括一個被配置爲在 3mm 的深度處提供治療的換能器模組。在一個實施例中，換能器模組包括一個被配置爲在 4.5mm 的深度處提供治療的換能器模組。

【0036】 在一個實施例中，至少兩個可交換的換能器模組包括被配置爲借助第一治療換能元件而在皮膚表面之下第一焦深處進行處理的第一可交換的換能器模組，並且其中至少兩個可交換的換能器模組包括被配置爲借助第二治療換能元件而在皮膚表面之下第二焦深處進行處理的第二可交換的換能器模組，其中手棒被配置爲一次連接到第一可交換的換能器模組和第二可交換的換能器模組中的一個，其中系統進一步包括顯示皮膚表面之下第一焦深的第一圖像和皮膚表面之下第二焦深的第二圖像的顯示器。

【0037】 在一個實施例中，手棒被配置爲一次連接到至少兩個可交換的換能器模組中的一個，該至少兩個可交換的換能器模組包括被配置爲借助單個第一超音波治療元件而在皮膚表面之下第一焦深處進行處理的第一模組以及被配置爲借助單個第二超音波治療元件而在皮膚表面之下第二焦深處進行處理的第二模組。在一個實施例中，產生一個或更多個序列的

熱凝聚點（TCP）包括產生多個線性序列的熱凝聚點（TCP）。

【0038】 在一個實施例中，成像換能器被配置爲對皮膚表面之下至少一個深度提供成像，其中各熱美容處理區域是各離散的損傷，並且系統進一步包括將各離散的損傷序列佈置爲線性序列的移動機構，其中換能器模組包括被配置爲以大約 1W 至大約 100W 之間的範圍和大約 1MHz 至大約 10MHz 的頻率提供超音波治療的至少一個換能器模組，其中換能器模組包括一個被配置爲在 3mm 或 4.5mm 的深度處提供治療的換能器模組，以及其中處理功能是面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷處理、紋身去除、皮膚收緊、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、脂肪處理、陰道年輕化和痤瘡處理中的至少一個。

【0039】 在本文中所描述的若干實施例中，該過程完全是美容，並不是醫療行爲。例如，在一個實施例中，在本文中所描述的方法不需要由醫生進行，而是在水療或其他美學機構進行。在一些實施例中，一種系統能夠用於皮膚的無創美容處理。

【0040】 另外，參照在本文中所提供的描述，可應用的領域將會變得顯而易見。應當理解，描述和具體示例的目的僅在於圖示說明，並不是限制在本文中所公開的實施例的範圍。

【圖式簡單說明】

【0041】 在本文中所描述的圖式僅用於圖示說明的目的，並不意欲以任何方式限制本公開的範圍。從詳細的描述以及圖式，將會更充分地理解本發明的實施例，其中：

圖 1 是根據本發明的各種實施例的超音波系統的示意圖。

圖 2 是根據本發明的各種實施例的耦合至感興趣區域的超音波系統的示意圖。

圖 3 是根據本發明的各種實施例的換能器的一部分的示意局部剖面圖。

圖 4 是根據本發明的各種實施例的超音波系統的局部剖面側視圖。

圖 5A-5D 是根據本發明的若干實施例的圖示說明到達各種換能器的焦

點的時間延遲的曲線圖。

圖 6A-6C 是根據本發明的若干實施例的圖示說明到達各種換能器的焦點的相位延遲的曲線圖。

圖 7A-7C 是根據本發明的若干實施例的圖示說明到達各種換能器的焦點的量化的相位延遲的曲線圖。

圖 8A-8B 是根據本發明的若干實施例的圖示說明到達各種換能器的焦點的量化的相位延遲分佈的曲線圖。

圖 9 是根據本發明的實施例的極化的壓電材料的特性的示意圖。

圖 10A-10B 是根據本發明的若干實施例的圖示說明振幅調製的近似度的曲線圖。

圖 11A-11H 是根據本發明的若干實施例的圖示說明調製函數和對應的強度分佈的示意圖和曲線圖。

圖 12A-12D 是根據本發明的若干實施例的圖示說明調製函數和對應的強度分佈的曲線圖。

圖 13 是根據本發明的實施例的兩相位系統的示意圖。

圖 14 是根據本發明的實施例的可選擇的四相位系統的示意圖。

圖 15 是根據本發明的實施例的圖示說明離散相位系統的性能的曲線圖。

圖 16A-16B 是根據本發明的若干實施例的圖示說明離散相位系統在各種焦點處的性能的曲線圖。

圖 17A-17D 是根據本發明的若干實施例的混合系統的示意圖和圖示說明其性能的曲線圖。

圖 18 是根據本發明的實施例的兩相位可切換系統的示意圖。

圖 19A-19C 是根據本發明的實施例的在焦點之前的強度分佈的曲線圖。

圖 20A-20C 是根據本發明的實施例的在焦點處的強度分佈的曲線圖。

圖 21 是根據本發明的實施例的振幅調製孔圖案的示意圖。

圖 22A-22C 是根據本發明的實施例的在焦點之前的來自振幅調製的孔的強度分佈的曲線圖。

圖 23A-23C 是根據本發明的實施例的在焦點處的來自振幅調製的孔的強度分佈的曲線圖。

圖 24 是根據本發明的實施例的具有變化狀態的振幅調製的孔圖案的示意圖。

圖 25A-25D 是根據本發明的實施例的在焦點之前的來自具有變化狀態的振幅調製的孔的強度分佈的曲線圖。

圖 26A-26C 是根據本發明的實施例的在焦點處的來自具有變化狀態的振幅調製的孔的強度分佈的曲線圖。

圖 27A 是根據本發明的實施例的具有兩個變化水平的振幅調製的孔的示意圖。

圖 27B 是根據本發明的實施例的圖 27A 的示意圖的狀態轉換表。

圖 28A 是根據本發明的實施例的具有三個變化水平的振幅調製的孔的示意圖。

圖 28B 是根據本發明的實施例的圖 28A 的示意圖的狀態轉換表。

圖 29A 是根據本發明的實施例的具有四個變化水平的振幅調製的孔的示意圖。

圖 29B 是根據本發明的實施例的圖 29A 的示意圖的狀態轉換表。

【實施方式】

【0042】 以下描述說明了實施例的示例，並不是意欲限制本發明或其教導、應用或其用途。應當理解，在這些圖式中，對應的參考編號表示類似的或對應的零件或特徵。對本發明的各種實施例中指出的具體示例的描述僅意在圖示說明的目的，並不是意欲限制在本文中所公開的發明的範圍。而且，具有陳述的特徵的多個實施例的詳述並不是意欲排除具有另外的特徵的其他實施例或包含陳述的特徵的不同組合的其他實施例。另外，一個實施例中的特徵（例如在一個圖式中）可以與其他實施例的描述（以及圖式）組合。

【0043】 在各種實施例中，用於組織的超音波處理的系統和方法被配置爲提供美容處理。在各種實施例中，用超音波能量無創地處理在皮膚

表面之下或甚至在皮膚表面處的組織，例如表皮、真皮、筋膜、肌肉、脂肪和淺肌肉腱膜系統（“SMAS”）。超音波能量可以被聚焦在一個或更多個處理點處，可以不聚焦和/或散焦，並且可以應用於含有表皮、真皮、下皮、筋膜、肌肉、脂肪和 SMAS 中的至少一個的感興趣區域，以實現美容和/或治療效果。在各種實施例中，系統和/或方法提供了通過熱療、凝聚、消融和/或收緊對組織的無創皮膚病學處理。在本文中所公開的若干實施例中，無創超音波被用來實現以下效果中的一個或更多個：面部提升、前額提升、下頜提升、眼部處理、皺紋減少、疤痕減少、燒傷治療、紋身去除、靜脈去除、靜脈減少、對汗腺的處理、多汗症的處理、雀斑去除、痤瘡處理以及丘疹去除。在一個實施例中，實現了脂肪減少。在一個實施例中，處理了頸部皺紋（décolletage）。在一些實施例中，兩個、三個或更多個有益效果在同一療程期間被實現，並且可以被同時實現。在另一實施例中，可以在脂肪組織（例如，脂肪）上使用裝置。在另一實施例中，系統、裝置和/或方法可以應用于性區（例如，應用於陰道，以便陰道年輕化和/或陰道收緊，諸如用於收緊陰道的支援組織）。

【0044】 本發明的各種實施例涉及控制向組織輸送能量的裝置或方法。在各種實施例中，能量的各種形式可以包括聲、超音波、光、鐳射、射頻（RF）、微波、電磁、輻射、熱、低溫、電子波束、基於光子、磁、磁共振和/或其他能量形式。本發明的各種實施例涉及將超音波能量波束分離爲多波束的裝置或方法。在各種實施例中，裝置或方法能夠被用來在任何過程中改變超音波聲能輸送，例如但不限於治療超音波、診斷超音波、使用超音波的無損檢測（NDT）、超音波焊接、涉及將機械波耦合至物體的任何應用以及其他過程。一般來說，借助治療超音波，通過使用自孔的聚焦技術集中聲能來實現組織效果。在一些情況下，高強度聚焦超音波（HIFU）以此方式用於治療目的。在一個實施例中，治療超音波在特定深度處的應用所產生的組織效果可以被稱爲熱凝聚點（TCP）的產生。通過在特定位置處產生 TCP，組織的熱和/或機械消融能夠無創地或遠程地發生。

【0045】 在一個實施例中，能夠在線性或基本線性區域，或者以線性或基本線性順序產生 TCP，其中每個 TCP 與相鄰的 TCP 分開一治療間

距。在一個實施例中，能夠在處理區中產生多個 TCP 序列。例如，能夠沿第一線性序列以及與第一線性序列分開一治療距離的第二線性序列形成 TCP。儘管能夠通過以單個 TCP 的某一序列或多個序列產生各個 TCP 來實施使用治療超音波進行處理，但可能期望減少病人經歷的處理時間和對應的疼痛和/或不適的風險。通過同時、幾乎同時或順序地形成多個 TCP 能夠減少治療時間。在一些實施例中，通過產生多個 TCP 能夠使處理時間減少 10%、20%、25%、30%、35%、40%、4%、50%、55%、60%、65%、70%、75%、80%或更多。

【0046】 本發明的各種實施例解決了由超音波治療的實施引起的潛在挑戰。在各種實施例中，減少了針對期望的臨床方法在目標組織處形成 TCP 以便進行期望的美容和/或治療處理的時間。在各種實施例中，目標組織是但不限於，皮膚、眼瞼、眼睫毛、眼眉、淚阜、魚尾紋、皺紋、眼、鼻、嘴、舌、牙、牙齦、耳、腦、心臟、肺、肋骨、腹部、胃、肝、腎、子宮、乳房、陰道、前列腺、睾丸、腺體、甲狀腺、內臟、頭髮、肌肉、骨、韌帶、軟骨、脂肪、脂肪粒（labuli）、脂肪組織、皮下組織、植入的組織、植入的器官、淋巴、腫瘤、囊腫、膿腫或部分神經中的任一種，或其任意組合。

【0047】 在一些實施例中，振幅調製和/或離散的相位調整技術能夠應用於被配置爲發射超音波能量的孔。這能夠將由孔發射的超音波波束分離爲多波束，這可以同時、基本同時或順序地將超音波能量輸送至多個位置或焦點。在一些實施例中，振幅調製能夠與如下技術組合，所述技術被配置爲改變孔的調製狀態，以便降低輸送至位於焦點之前和/或之後的組織的超音波能量的強度。在各種實施例中，能夠使治療時間減少 1-24%、1-26%、1-39%、1-50%或多於 50%。

【0048】 在美國申請 12/996,616 中描述了超音波處理和成像裝置的各種實施例，該申請在 2011 年 5 月 12 日被公佈爲美國公開 2011-0112405，根據 35U.S.C.§371，其爲 2009 年 6 月 5 日提交並在 2009 年 12 月 10 日用英語公開的國際申請 PCT/US2009/046475 的美國國家階段，其要求 2008 年 6 月 6 日提交的美國臨時申請 61/059,477 的優先權益，上述申請中的每一個

均通過引用合併到此。

【0049】 系統概述

【0050】 參照圖 1 中的圖示，超音波系統 20 的實施例包括手棒 100、模組 200 和控制器 300。手棒 100 可以通過介面 130 耦合至控制器 300，介面 130 可以是有線或無線介面。介面 130 可以通過連接器 145 耦合至手棒 100。介面 130 的遠端可以連接至電路 345 上的控制器連接器。在一個實施例中，介面 130 可以將可控電力從控制器 300 傳輸至手棒 100。

【0051】 在不同的實施例中，控制器 300 可以被配置爲與手棒 100 和模組 200 以及整個超音波系統 20 功能性一起工作。在不同的實施例中，多個控制器 300、300'、300"等可以被配置爲與多個手棒 100、100'、100"等和/或多個模組 200、200'、200"等一起工作。控制器 300 可以包括互動式圖形顯示器 310，其可以包括允許用戶與超音波系統 20 交互的觸控螢幕監視器和圖形用戶介面（GUI）。如圖所示，圖形顯示器 315 包括觸控螢幕介面 315。在不同的實施例中，顯示器 310 設定並顯示工作條件，包括設備啓動狀態、處理參數、系統消息與提示，以及超音波圖像。在不同的實施例中，控制器 300 可以被配置爲包括，例如，具有軟體和輸入/輸出裝置的微處理器、用於控制電子和/或機械掃描和/或換能器的多工和/或換能器模組的多工的系統和裝置、用於電力輸送的系統、用於監測的系統、用於感測探頭和/或換能器的空間位置和/或換能器模組的多工的系統，和/或用於處理用戶輸入和記錄處理結果的系統等。在不同的實施例中，控制器 300 可以包括系統處理器和各種類比和/或數位控制邏輯，例如微控制器、微處理器、現場編程閘陣列、電腦板卡和相關聯的部件中的一個或更多個，相關聯的部件包括固件和控制軟體，其能夠與用戶控制器和介面電路以及輸入/輸出電路和系統交互，以便進行通信、顯示、介面、存儲、歸檔和其他有用的功能。在系統進程上運行的系統軟體可以被配置爲控制所有初始化、時序、水平設定、監測、安全監測和用於完成用戶定義的處理目標的所有其他超音波系統功能。另外，控制器 300 可以包括各種輸入/輸出模組（例如開關、按鈕等），其還可以被適當地配置爲控制超音波系統 20 的工作。

【0052】 如在圖 1 中所圖示說明的，在一個實施例中，控制器 300

可以包括一個或更多個資料埠 390。在不同的實施例中，資料埠 390 可以是 USB 埠、藍牙埠、紅外數據埠、平行埠、序列埠等。數據埠 390 可以位於控制器 300 的前面、側面和/或後面，並且可以用於訪問存儲裝置、列印裝置、計算裝置等。超音波系統 20 可以包括鎖 395。在一個實施例中，爲了操作超音波系統 20，鎖 395 應當被解鎖，使得可以啓動電源開關 393。在一個實施例中，鎖 395 可以經由資料埠 390（例如，USB 埠）可連接至控制器 300。可以通過將訪問密匙（例如，USB 訪問密匙）、硬體電子狗等插入資料埠 390 中來使鎖 395 解鎖。控制器 300 可以包括急停按鈕 392，其可以容易地用於緊急停用。

【0053】 在一個實施例中，手棒 100 包括一個或更多個手指啓動的控制器或開關，例如 150 和 160。在一個實施例中，手棒 100 可以包括可移除模組 200。在其他實施例中，模組 200 可以是不可移除的。模組 200 可以使用閂鎖或耦合器 140 機械耦合至手棒 100。介面導向裝置 235 可以用於輔助模組 200 到手棒 100 的耦合。模組 200 可以包括一個或更多個超音波換能器。在一些實施例中，超音波換能器包括一個或更多個超音波元件。模組 200 可以包括一個或更多個超音波元件。手棒 100 可以包括僅成像模組、僅處理模組、成像且處理模組等。在一個實施例中，控制模組 300 可以經由介面 130 耦合至手棒 100，並且圖形用戶介面 310 可以被配置爲用於控制模組 200。在一個實施例中，控制模組 300 可以向手棒 100 提供電力。在一個實施例中，手棒 100 可以包括電源。在一個實施例中，開關 150 可以被配置爲用於控制組織成像功能，而開關 160 可以被配置爲用於控制組織處理功能。

【0054】 在一個實施例中，模組 200 可以耦合至手棒 100。模組 200 可以發射並接收能量，例如超音波能量。模組 200 可以電子耦合至手棒 100，並且這種耦合可以包括與控制器 300 通信的介面。在一個實施例中，介面導向裝置 235 可以被配置在模組 200 與手棒 100 之間提供電子通信。模組 200 可以包含各種探頭（probe）和/或換能器配置。例如，模組 200 可以被配置爲用於結合的雙模式成像/治療換能器、耦合的或共封裝的成像/治療換能器、分開的治療與成像探頭等。在一個實施例中，當模組 200 被插入或

連接至手棒 100 時，控制器 300 自動檢測模組 200，並更新互動式圖形顯示器 310。

【0055】 在不同的實施例中，用超音波能量無創地處理在皮膚表面之下或甚至在皮膚表面處的組織，例如表皮、真皮、下皮、筋膜和淺肌肉腱膜系統（“SMAS”）和/或肌肉。組織還可以包括血管和/或神經。超音波能量可以被聚焦、不聚焦或散焦，以及應用於含有表皮、真皮、下皮、筋膜和 SMAS 中的至少一個的感興趣區域，以實現治療效果。圖 2 是耦合至感興趣區域 10 的超音波系統 20 的示意圖。在不同的實施例中，感興趣區域 10 的組織層可以是物件的身體的任何部分。在一個實施例中，組織層是在物件的頭部和面部區域中。感興趣區域 10 的組織橫截面部分包括皮膚表面 501、表皮層 502、真皮層 503、脂肪層 505、淺肌肉腱膜系統 507（在下文中稱爲“SMAS 507”）和肌肉層 509。組織還可以包括下皮 504，其可以包括在真皮層 503 之下的任何組織。這些層的總的組合可以被稱爲皮下組織 510。同樣，在圖 2 中圖示的是在表面 501 之下的處理區域 525。在一個實施例中，表面 501 可以是物件 500 的皮膚的表面。儘管涉及在組織層處的治療的實施例在本文中可以用作示例，但系統可以應用於身體中的任何組織。在不同的實施例中，系統和/或方法可以在面部、頸部、頭部、手臂、腿部或身體中的任何其他位置的肌肉（或其他組織）上使用。

【0056】 參照圖 2 中的圖示，超音波系統 20 的實施例包括手棒 100、模組 200 和控制器 300。在一個實施例中，模組 200 包括換能器 280。圖 3 圖示說明了具有換能器 280 的超音波系統 20 的實施例，換能器 280 被配置爲處理在焦深 278 處的組織。在一個實施例中，焦深 278 是換能器 280 與進行處理的目標組織之間的距離。在一個實施例中，針對給定的換能器 280，焦深 278 是固定的。在一個實施例中，針對給定的換能器 280，焦深 278 是可變的。

【0057】 參照圖 4 中的圖示，模組 200 可以包括換能器 280，其可以發射能量通過透聲構件 230。在不同的實施例中，深度可以指代焦深 278。在一個實施例中，換能器 280 可以具有偏移距離 270，其爲換能器 280 與透聲構件 230 的表面之間的距離。在一個實施例中，換能器 280 的焦深 278

相距換能器是固定距離。在一個實施例中，換能器 280 可以具有從換能器到透聲構件 230 的固定偏移距離 270。在一個實施例中，透聲構件 230 被配置在模組 200 或超音波系統 20 上的一位置處，以便接觸皮膚表面 501。在不同的實施例中，焦深 278 超過偏移距離 270 一個量，這個量對應於位於皮膚表面 501 之下組織深度 279 處的目標區域處的處理。在不同的實施例中，當超音波系統 20 被放置爲與皮膚表面 501 物理接觸時，組織深度 279 爲透聲構件 230 與目標區之間的距離，其被測量爲從手棒 100 或模組 200 表面的（通過或不通過聲耦合凝膠、介質等）接觸皮膚的部分到目標區域的距離以及從該皮膚表面接觸點到目標區域的組織中的深度。在一個實施例中，焦深 278 可以對應於偏移距離 270（其測量至與耦合介質和/或皮膚 501 接觸的透聲構件 230 的表面）加上在皮膚表面 501 之下到目標區域的組織深度 279 的總和。在不同的實施例中，不使用透聲構件 230。

【0058】 耦合部件可以包含各種物質、材料和/或裝置，以有助於換能器 280 或模組 200 耦合到感興趣區域。例如，耦合部件可以包含聲耦合系統，其被配置爲用於超音波能量與信號的聲耦合。具有可能的連接（例如歧管）的聲耦合系統可以用於將聲耦合到感興趣區域內，提供液體或流體填充的透鏡聚焦。耦合系統可以通過使用一種或更多種耦合介質來有助於這種耦合，所述耦合介質包括空氣、氣體、水、液體、流體、凝膠、固體、非凝膠和/或其任意組合，或者允許信號在換能器 280 與感興趣區域之間傳輸的任何其他介質。在一個實施例中，一種或更多種耦合介質被提供在換能器內部。在一個實施例中，流體填充的模組 200 在外殼內部含有一種或更多種耦合介質。在一個實施例中，流體填充的模組 200 在密封的外殼內部含有一種或更多種耦合介質，其與超音波裝置的乾燥部分分開。在不同的實施例中，耦合介質被用來以 100%、99%或更多、98%或更多、95%或更多、90%或更多、80%或更多、75%或更多、60%或更多、50%或更多、40%或更多、30%或更多、25%或更多、20%或更多、10%或更多和/或 5%或更多的傳輸效率在一個或更多個裝置與組織之間傳輸超音波能量。

【0059】 在不同的實施例中，換能器 280 可以成像並且處理在任何合適的組織深度 279 處的感興趣區域。在一個實施例中，換能器模組 280

可以提供大約 1W 或更少、大約 1W 至大約 100W 之間以及大於大約 100W 範圍內的音波功率。在一個實施例中，換能器模組 280 可以提供頻率爲大約 1MHz 或更少、大約 1MHz 至大約 10MHz 之間以及大於大約 10MHz 的音波功率。在一個實施例中，模組 200 具有在皮膚表面 501 之下大約 4.5mm 的組織深度 279 處進行處理的焦深 278。換能器 280 或模組 200 的一些非限制性實施例可以被配置爲用於在 3mm、4.5mm、6mm、小於 3mm、3mm 與 4.5mm 之間、4.5mm 與 6mm 之間、大於 4.5mm、大於 6mm 等組織深度處，以及在 0-3mm、0-4.5mm、0-6mm、0-25mm、0-100mm 等範圍內的任何地方和其中的任何深度處輸送超音波能量。在一個實施例中，超音波系統 20 提供有兩個或更多個換能器模組 280。例如，第一換能器模組可以在第一組織深度（例如，大約 4.5mm）處應用處理，第二換能器模組可以在第二組織深度（例如，大約 3mm）處應用處理，而第三換能器模組可以在第三組織深度（例如，大約 1.5-2mm）處應用處理。在一個實施例中，至少一些或所有換能器模組可以被配置爲在基本相同的深度處應用處理。

【0060】 在不同的實施例中，改變超音波過程的焦點位置的數量（例如，諸如隨著改變組織深度 279）可以是有利的，這是因爲，即使換能器 280 的焦深 278 是固定的，其也允許以變化的組織深度處理患者。這可以提供協同結果，並且最大化單個療程的臨床效果。例如，在單個表面區域之下的多個深度處進行處理允許更大的組織處理的總體積，這使膠原蛋白形成與收緊增強。另外，在不同深度處進行處理影響不同類型的組織，由此產生不同的臨床效果，這些臨床效果一起提供了增強的總美容結果。例如，淺層處理可以降低皺紋的可見性，而更深的處理可以減少更多膠原蛋白生長的形成。同樣，在相同或不同深度的不同位置處進行處理可以改善處理。

【0061】 儘管在一些實施例中，在一個療程中對物件在不同位置處進行處理可以是有利的，但在其他實施例中，按時間順序處理可以是有益的。例如，在同一表面區域下，可以在一個深度處以時間一、在第二深度處以時間二等處理對象。在不同的實施例中，時間可以是納秒、微秒、毫秒、秒、分、小時、天、周、月或其他時間段的數量級。由第一處理產生的新的膠原蛋白會對順序處理更敏感，對於一些適應症，這是期望的。替

換地，單個療程中的同一表面區域下的多個深度處理可以是有利的，這是因爲一個深度處的處理可以協同地提高或補充另一深度處的處理（例如，由於血流增強、生長因數的刺激、激素刺激等）。在若干實施例中，不同的換能器模組提供不同深度處的處理。在一個實施例中，針對變化的深度，可以調整或控制單個換能器模組。最小化選擇錯誤深度的風險的安全特徵可以配合單個模組系統使用。

【0062】 在若干實施例中，提供了處理較低的面部和頸部區域（例如，頦下區域）的方法。在若干實施例中，提供了處理（例如，軟化）頦唇褶皺的方法。在其他實施例中，提供了處理眼部區域的方法。通過在可變深度進行處理，若干實施例將實現上眼瞼鬆弛改善和眼角紋與紋理改善。通過在單個療程中在不同的位置進行處理，可以實現最佳的臨床效果（例如，軟化、收緊）。在若干實施例中，在本文中所描述的處理方法是無創美容過程。在一些實施例中，方法可以配合有創過程使用，例如外科整容或抽脂手術，其中皮膚收緊是期望的。在不同的實施例中，方法可以應用於身體的任何部分。

【0063】 在一個實施例中，換能器模組允許在皮膚表面處或在皮膚表面之下的固定深度處的處理序列。在一個實施例中，換能器模組允許在真皮層之下的固定深度處的處理序列。在若干實施例中，換能器模組包含如下移動機構，其被配置爲在固定焦深處引導一序列的單個熱損傷（在下文中稱爲“熱凝聚點”或“TCP”）的超音波處理。在一個實施例中，該線性序列的各個 TCP 具有在大約 0.01mm 至大約 25mm 的範圍內的處理間距。例如，間距可以是 1.1mm 或更小、1.5mm 或更多、大約 1.1mm 與大約 1.5mm 之間等。在一個實施例中，各個 TCP 是離散的。在一個實施例中，各個 TCP 是交疊的。在一個實施例中，移動機構被配置爲被編程以提供各個 TCP 之間的可變間距。在若干實施例中，換能器模組包含如下移動機構，其被配置爲以某一順序引導超音波處理，使得以分開一處理距離的線性或基本線性序列形成 TCP。例如，換能器模組可以被配置爲沿第一線性序列以及與第一線性序列分開一處理距離的第二線性序列形成 TCP。在一個實施例中，各個 TCP 的相鄰線性序列之間的處理距離在大約 0.01mm 至大約

25mm 的範圍內。例如，處理距離可以是 2mm 或更小、3mm 或更多、大約 2mm 與大約 3mm 之間等。在若干實施例中，換能器模組可以包含一個或更多個移動機構，其被配置爲以某一序列引導超音波處理，使得以與其他線性序列分開一治療距離的各個熱損傷的線性或基本線性序列形成 TCP。在一個實施例中，分開線性或基本線性 TCP 序列的處理距離是相同的或基本相同的。在一個實施例中，對於不同的相鄰的各對線性 TCP 序列，分開線性或基本線性 TCP 序列的處理距離是不同的或明顯不同的。

【0064】 在一個實施例中，提供了第一和第二可移除換能器模組。在一個實施例中，第一和第二換能器模組中的每一個被配置爲用於超音波成像和超音波處理兩者。在一個實施例中，換能器模組被配置爲僅用於處理。在一個實施例中，成像換能器可以被附接至探頭或手棒的柄。第一和第二換能器模組被配置爲用於可互換地耦合至手棒。第一換能器模組被配置爲將超音波治療應用於第一層組織，而第二換能器模組被配置爲將超音波治療應用於第二層組織。第二層組織的深度不同於第一層組織的深度。

【0065】 如在圖 3 中圖示的，在不同的實施例中，通過控制系統 300 的可控操作，模組 200 以合適的焦深 278、分佈、時序以及能量水平輸送發射的能量 50，以實現期望的受控熱損傷的治療效果，從而處理表皮層 502、真皮層 503、脂肪層 505、SMAS 層 507、肌肉層 509 和/或下皮 504 中的至少一個。圖 3 圖示說明了對應於處理肌肉的深度的一個深度的實施例。在不同的實施例中，深度可以對應於任何組織、組織層、皮膚、表皮、真皮、下皮、脂肪、SMAS、肌肉、血管、神經或其他組織。在操作期間，模組 200 和/或換能器 280 還可以沿表面 501 機械和/或電子掃描，以處理延長的區域。在超音波能量 50 輸送到表皮層 502、真皮層 503、下皮 504、脂肪層 505、SMAS 層 507 和/或肌肉層 509 中的至少一個之前、期間以及之後，可以監測處理區域和周圍組織，以規劃並且訪問結果，和/或經由圖形介面 310 向控制器 300 和用戶提供回饋。

【0066】 在一個實施例中，超音波系統 20 產生超音波能量，其被引導至表面 501 並在表面 501 之下聚焦。該受控且聚焦的超音波能量 50 產生熱凝聚點或區域（TCP）550。在一個實施例中，超音波能量 50 在皮下組織

510 中產生空隙。在不同的實施例中，發射的能量 50 瞄準表面 501 之下的組織，其在表面 501 之下的組織部分 10 中在指定的焦深 278 處切除、消融、凝聚、微波消融、操縱和/或引起損傷 550。在一個實施例中，在處理序列期間，換能器 280 沿由標識爲 290 的箭頭指示的方向以指定的間隔 295 移動，以產生一系列處理區域 254，每個處理區域接收發射的能量 50，從而產生一個或更多個 TCP 550。

【0067】 在不同的實施例中，換能器模組可以包含一個或更多個換能元件。換能元件可以包含諸如鋯鈦酸鉛（PZT）的壓電活性材料，或任何其他壓電活性材料，例如壓電陶瓷、水晶、塑膠和/或複合材料，以及鈮酸鋰、鈦酸鉛、鈦酸鋇和/或偏鈮酸鉛。在不同的實施例中，除了或代替壓電活性材料，換能器模組可以包含被配置爲用於產生輻射和/或聲能的任何其他材料。在不同的實施例中，換能器模組可以被配置爲在不同的頻率和處理深度下工作。可以由外徑（ “OD” ）和焦距長度（F_L）定義換能器特性。在一個實施例中，換能器可以被配置爲具有 OD=19mm 以及 F_L=15mm。在其他實施例中，可以使用其他合適的 OD 和 F_L 值，例如 OD 小於大約 19mm、大於大約 19mm 等，以及 F_L 小於大約 15mm、大於大約 15mm 等。換能器模組可以被配置爲將超音波能量應用在不同的目標組織深度處。如上所述，在若干實施例中，換能器模組包含如下移動機構，其被配置爲以各個 TCP 的線性或基本線性序列引導超音波處理，其中各個 TCP 之間具有處理間距。例如，處理間距可以是大約 1.1mm、1.5mm 等。在若干實施例中，換能器模組還可以包含如下移動機構，其被配置爲以某一順序引導超音波處理，使得以分開一處理間距的線性或基本線性序列形成 TCP。例如，換能器模組可以被配置爲沿第一線性序列以及與第一線性序列分開大約 2mm 與 3mm 之間的處理間距的第二線性序列形成 TCP。在一個實施例中，用戶可以在處理區域的表面上手動地移動換能器模組，使得產生 TCP 的相鄰線性序列。在一個實施例中，移動機構可以在處理區域的表面上自動地移動換能器模組，使得產生 TCP 的相鄰線性序列。

【0068】 在不同的實施例中，有利的是，可以以更快的速率和提高的精度進行處理。這繼而可以減少處理時間，並減少物件經歷的疼痛。另

外，如果減少 TCP 的線性或基本線性序列之間的處理間距的變化，則可以增加效率。在一個實施例中，系統使用被配置爲產生單個焦點處理點的換能器。在一個實施例中，換能器可以沿某一線機械地移動，以產生一線性序列的 TCP。例如，根據一個實施例，表 1 提供了用於產生一線性序列的 TCP 的時間估計值和用於在 TCP 的線性序列之間進行移動的時間估計值。可以看出，用於產生一線性序列的 TCP 的時間與用於在 TCP 的線性序列之間進行移動的時間幾乎是相等的。

時間度量	時間（毫秒）	總時間的百分比
用於產生一線性序列的時間	2.9	48
用於在線性序列之間進行移動的時間	3.2	52
總時間	6. 1	100

表 1

【0069】 在不同的實施例中，有利的是，通過使用被配置爲輸送多個焦點或 TCP 的換能器，可以以更快的速率以及提高的精度進行治療處理。這繼而可以減少處理時間，並減少物件經歷的疼痛。在若干實施例中，如果通過從單個換能器在多個位置處發射 TCP 來減少用於產生一線性序列的 TCP 的時間和用於在 TCP 的線性序列之間進行移動的時間，則減少了處理時間。

【0070】 使用振幅調製的治療輸送

【0071】 孔空間頻率分析與傅立葉變換

【0072】 在不同的實施例中，基於傅立葉分析和傅立葉光學的空間頻率分析技術可以被用來增加治療處理的效率。當具有脈衝回應 $h(t)$ 的系統被激勵 $x(t)$ 激勵時，輸入 $x(t)$ 與輸出 $y(t)$ 之間的關係通過如下摺積函數關聯：

$$y(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(t-\tau) d\tau \qquad (1)$$

【0073】 在不同的實施例中，傅立葉變換可以被應用到計算公式（1）的摺積。連續的一維傅立葉變換可以被定義爲：

$$Y(f) = F(y(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-j2\pi ft} dt \qquad (2)$$

【0074】 這裏，f 是頻率，t 是時間。可以表明，時域的摺積等效爲頻域的乘積：

$$F(x(t) * h(t)) = X(f) H(f) = Y(f) \qquad (3)$$

【0075】 在不同的實施例中，夫琅和費近似可以用於導出換能器開口或孔與得到的超音波波束回應之間的關係。在 Joseph Goodman 的 *Introduction to Fourier Optics*（3d ed. 2004）中描述了夫琅和費近似的推導，其整個內容通過引用合併到此。根據夫琅和費近似，由複孔產生的遠場複振幅模式等於孔振幅與相位的二維傅立葉變換。在若干實施例中，光學中的這種關係可以延伸至超音波，因爲線性波動方程可以被用來表示光傳播和聲傳播兩者。在光學和/或超音波的情況下，二維傅立葉變換可以確定在換能器的焦點處的聲波壓力振幅分佈。

【0076】 在不同的實施例中，惠更斯-弗涅爾積分通過在表面Σ上積分來自每個諧振器或換能器的效果（振幅和相位兩者），確定孔的壓力場 $U(P_0)$ 中的振幅。其被表示爲：

$$U(P_0) = \iint_{\Sigma} h(P_0, P_1) U(P_1) ds \qquad (4a)$$

$$h(P_0, P_1) = \frac{1}{j\lambda} \frac{e^{(jkr_{01})}}{r_{01}} \cos(\vec{n}, \overrightarrow{r_{01}}) \qquad (4b)$$

【0077】 其中 k 是被表示爲 2π/λ的波數，r_{01} 是從孔到場中的屏的距離，n 是自孔的方向向量，$U(P_1)$ 是孔中的壓力場，而 $U(P_0)$ 是屏中的壓力場。

【0078】 在不同的實施例中，以下假設被用來導致如下近似，即壓力場 $U(P_0)$ 中的振幅是 $U(P_1)$ 的二維傅立葉變換。第一，在小的角度下，n 與 r_{01} 之間的角的餘弦函數是 1。這導致以下簡化：

a. $\cos\left(\vec{n},\overrightarrow{r_{01}}\right)\approx 1$

b. $r_{01}\approx z$

c. $h(x_0,y_0;x_1,y_1)\approx\frac{1}{j\lambda}e^{jkr_{01}}$

【0079】 其中 z 表示深度。第二，使用二次展開式，距離 r_{01} 的菲涅耳近似可以被表示爲：

d. $r_{01}=\frac{e^{jkz}}{z}e^{\left[\frac{jk}{2z}(x_1-x_0)^2+(y_1-y_0)^2\right]}$

【0080】 第三，可以假設觀察平面遠大于孔的尺寸，如下：

e. $z\gg\frac{k(x_1^2+y_1^2)_{max}}{2}$

【0081】 如果這些假設應用於公式（4a）和（4b），那麼場中的振幅可以被表示爲：

$$U(x_0,y_0)\approx\frac{e^{jkz}e^{\left[\frac{jk}{2z}\left(x_0^2+y_0^2\right)\right]}}{j\lambda z}\iint_{-\infty}^{\infty}U(x_1,y_1)e^{-\frac{j2\pi}{\lambda z}(x_0x_1+y_0y_1)}dx_1dy_1 \qquad (5)$$

【0082】 公式（5）包括在積分之外的不影響總幅值的相位二次項。比較公式（5）與公式（2）揭示了在積分內的參數的相似性。具體地，代替以頻率 f 評估的一維函數 $y(t)$，以如下給定的空間頻率評估二維函數 $U(x_1,y_1)$：

$$f_x=\frac{x_0}{\lambda z} \qquad (6a)$$

$$f_y=\frac{y_0}{\lambda z} \qquad (6b)$$

【0083】 因爲公式（5）的積分是二維傅立葉變換，所以公式（5）可以被改寫爲：

$$U(x_0,y_0)\approx\frac{e^{jkz}e^{\left[\frac{jk}{2z}\left(x_0^2+y_0^2\right)\right]}}{j\lambda z}F_{x_1}F_{y_1}\left(U(x_1,y_1)\right) \qquad (6)$$

【0084】 在不同的實施例中，孔中的振幅與相位函數 $U(x_1,y_1)$ 可分離爲兩個函數，即分別爲 x_1 的函數和 y_1 的函數。

$$U(x_1,y_1)=g(x_1)h(y_1) \qquad (7)$$

【0085】 將公式（7）應用於公式（6）得到進一步簡化：

$$U(x_0,y_0)\approx\frac{e^{jkz}e^{\left[\frac{jk}{2z}\left(x_0^2+y_0^2\right)\right]}}{j\lambda z}F_{x_1}\left(g(x_1)\right)F_{y_1}\left(h(y_1)\right) \qquad (8)$$

【0086】 公式（8）表明，用於可分二維函數的場中的孔的回應是沿 x_1 和 y_1 方向的兩個一維傅立葉變換的乘積。可以進一步表明，除了空間頻率參數如公式（9a）和（9b）中所表示地變化，公式（6）與（8）對於聚焦系統均成立。對於聚焦系統，表示深度的變數 z 可以用表示焦點距離的 z_f 代替。

$$f_x=\frac{x_0}{\lambda z_f} \qquad (9a)$$

$$f_y=\frac{y_0}{\lambda z_f} \qquad (9b)$$

【0087】 在不同的實施例中，傅立葉光學和傅立葉變換特性（下面在表 2 中列出了其中的一些）可以用於超音波換能器，以便確定對應於換能器設計的強度分佈。例如，矩形 *rect（ax）* 的傅立葉變換是正弦函數。作爲另一示例，等幅的二維圓的傅立葉變換是可以被表示爲 J_1 的一階貝塞爾函數。

	孔函數	傅立葉變換
1	$rect(ax)$	$\frac{1}{\lvert a\rvert}\sin c\left(\frac{\xi}{a}\right)$
2	$\delta(x)$	1
3	$\cos(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi-\frac{a}{2\pi}\right)+\delta\left(\xi+\frac{a}{2\pi}\right)}{2}$
4	$\sin(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi-\frac{a}{2\pi}\right)-\delta\left(\xi+\frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$

5 （二維變換對）	$circ\left(\sqrt{x^2+y^2}\right)$	$\frac{J_1\left(2\pi\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}}$
6	$f(x)*g(x)$	$F(\xi)G(\xi)$
7	$f(x)g(x)$	$F(\xi)*G(\xi)$

表 2

【0088】 在若干實施例中，超音波換能器可以具有合適尺寸與焦距長度的矩形孔。在若干實施例中，超音波換能器可以具有合適尺寸與焦距長度的圓形孔。在一個實施例中，換能器可以具有外徑大約 9.5mm、內徑大約 2mm 和焦距長度大約 15mm 的圓形孔。圓形換能器的孔可以被描述爲：

$$f(x,y)=circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right) \qquad (10a)$$

$$r=\sqrt{x^2+y^2} \qquad (10b)$$

【0089】 例如，a 可以是大約 9.5mm，而 b 可以是大約 2mm。將傅立葉變換應用於公式（10a）可以提供在焦點處的聲波壓力分佈的估計值。

$$F_{x,y}\left(f(x,y)\right)=F\left(\xi_x,\xi_y\right)=\frac{aJ_1\left(2\pi a\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}}-\frac{bJ_1\left(2\pi b\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2+\xi_y^2}} \qquad (11)$$

【0090】 其中ξ_x和ξ_y與公式（9a）和（9b）的f_x和f_y相同。公式（11）表明，具有圓形孔的換能器的聲波壓力分佈是一階貝塞爾函數。在一個實施例中，基本大部分的能量集中在焦點處（例如，距離孔 15mm）。主超音波波束的寬度和距主波束的能量分佈可以被表示爲工作頻率的函數，如在公式（9a）和（9b）中所表示的。

【0091】 在不同的實施例中，如果孔被校正函數調製（例如，相乘），則兩個相同或幾乎相同的波束可以在焦點處產生。在一個實施例中，餘弦函數可以應用于圓形孔，如下：

$$g(x,y)=\cos(cx)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (12)$$

【0092】 在公式（12）的經調製的孔的焦點處的能量分佈或波束回

應是孔的兩個函數的傅立葉變換的摺積：

$$G(\xi_x,\xi_y)=\left(\frac{\delta\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi}\right)+\delta\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi}\right)}{2}\right)*F(\xi_x,\xi_y) \qquad (13)$$

【0093】 公式（13）可以被簡化爲將傅立葉變換特性應用于狄拉克δ函數的兩個分離函數之和（例如，表 2 中的特性 2）：

$$G(\xi_x,\xi_y)=\frac{1}{2}\left(F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)\right) \qquad (14)$$

【0094】 公式（14）示出，與原始的未經調製的波速相比，出現在焦點處的兩個波束在空間上被移動$\pm\frac{c}{2\pi}$。在若干實施例中，一個或更多個其他調製函數（諸如正弦函數）可以被用來實現期望的波束回應。在若干實施例中，孔可以被調製，使得產生多於兩個的焦點。例如，可以產生三個、四個、五個等焦點。在若干實施例中，孔可以被調製，使得順序地或基本順序地而不是同時地產生焦點。

【0095】 在若干實施例中，治療換能器模組包含如下移動機構，其被配置爲以一線性或基本線性序列的各個 TCP 引導超音波處理，其中各個 TCP 之間具有處理間距。例如，處理間距可以是大約 1.1mm，1.5mm 等。在若干實施例中，換能器模組還可以包含如下移動機構，其被配置爲以某一順序引導超音波處理，使得以分開一處理間距的線性或基本線性序列形成 TCP。。例如，換能器模組可以被配置爲沿第一線性序列以及與第一線性序列分開大約 2mm 與 3mm 之間的處理間距的第二線性序列形成 TCP。根據公式（14），如果孔被期望的空間頻率的餘弦和/或正弦函數調製，則可以在焦點處（或在焦點之前）實現超音波波束的同時或基本同時的分離。在一個實施例中，可以以線性或基本線性序列產生分開大約 1.1mm 處理間距的兩個同時或幾乎同時聚焦的波束。在 7MHz 頻率的超音波下，水中的超音波波的波長 λ 約爲 0.220mm。因此，在焦點處的空間頻率ξ_x和ξ_y被表

示爲：

$$\xi_x = \frac{x_0}{15*0.220} = \frac{x_0}{3.3} \quad (15a)$$

$$\xi_y = \frac{y_0}{15*0.220} = \frac{y_0}{3.3} \quad (15b)$$

【0096】 爲了放置分開大約 1.1mm 的兩個焦點，於是調製孔的空間頻率計算如下。使用表 2 中的特性 3 和 4，正弦或餘弦函數的傅立葉變換是帶有引數（argument）的狄拉克 δ 函數：

$$\arg = \frac{x_0}{3.3} - \frac{\kappa_x}{2\pi} \quad (16a)$$

【0097】 在一個實施例中，當引數是 0 時，公式（16a）可以求解 k_x：

$$k_x = \frac{2\pi x_0}{3.3} \quad (16b)$$

【0098】 另外，x_o 可以被分開距離（例如，1.1mm）的一半代替：

$$k_x = \frac{2\pi \frac{s}{2}}{z_f \lambda} = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = 1.04 mm^{-1} \quad (16c)$$

【0099】 在若干實施例中，帶有圓形孔的以各種工作頻率發射超音波能量的換能器可以被在表 3 中的列出的空間頻率處的正弦和/或餘弦函數調製。換能器的經調製的孔可以同時或基本同時以具有不同分開距離的兩個焦點分離波束，如在表 3 中指出的。在一個實施例中，換能器可以具有大約 19mm 的 OD 和大約 15mm 的焦距長度。

	焦點之間的分開距離			
超音波頻率	1.1mm	1.5mm	2mm	3mm
4MHz	0.60	0.82	1.09	1.63
7MHz	1.04	1.43	1.90	2.86
10MHz	1.50	2.04	2.72	3.08

表 3

【0100】 如在表 3 中示出的，在若干實施例中，對於給定的焦點分開距離，孔調製函數的空間頻率隨著超音波工作頻率增加而增加。此外，空間頻率隨著期望的焦點分開距離增加而增加。

【0101】 在一個實施例中，更高的空間頻率可以導致孔中的振幅變換更快地發生。由於換能器處理限制，孔的快速的振幅變化孔會使孔效率更低，因爲可能存在孔的不同部分產生的聲壓量的變化。在一個實施例中，使用空間頻率同時或幾乎同時分離波束可以降低每個波束的總的聚焦增益。如在公式（14）中示出的，與未經調製的波束相比，每個波束的在焦點處的場壓力被減小二分之一。在一個實施例中，可以增加來自孔的聲壓或超音波強度，以在焦點平面處獲得相似或基本相似的強度。然而，在一個實施例中，系統和/或換能器處理限制不會限制增加孔處的壓力。在一個實施例中，孔處的壓力的增加可以增加近場中的總的強度，這可能增加過分加熱位於焦點之前的處理區域組織的可能性。在一個實施例中，可以通過使用較低的超音波處理頻率限制或消除額外地加熱焦點前的組織的可能性。

【0102】 在一個實施例中，應用如在公式（12）中示出的孔調製函數在焦點處得到兩個同時或基本同時的超音波波束。在不同的實施例中，超音波波束可以被分離多次（諸如三次、四次、五次等），使得產生多個同時或幾乎同時的波束。在一個實施例中，可以通過調製或將孔乘以兩個分開的空間頻率來產生沿一維的四個等間距的波束：

$$g(x,y)=\left(\cos(cx)+\cos(dx)\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (17a)$$

$$G(\xi_x,\xi_y)=\frac{1}{2}\left(F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x-\frac{d}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{d}{2\pi},\xi_y\right)\right) \qquad (17b)$$

【0103】 如在公式（17b）中示出的，可以在沿 x 軸的四個不同位置處產生在焦點處的未經調製的波束。在一個實施例中，常數項或 DC 項 C1 可以添加至振幅調製函數，以維持將能量設置在原始焦點位置處：

$$g(x,y)=\left(\cos(cx)+\cos(dx)+C_1\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (18a)$$

$$G(\xi_x,\xi_y)=\frac{1}{2}\left(F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x-\frac{d}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{d}{2\pi},\xi_y\right)\right)$$

$$+C_1F(\xi_x,\xi_y) \qquad (18b)$$

【0104】 在一個實施例中，由於系統、材料和/或組織限制，波速可以同時或幾乎同時設置在多個位置處的公式（17）和（18）的孔調製可能具有有限的適用性。在一個實施例中，由於加熱位於焦點之前的處理區域組織的可能性，可以調整（諸如降低）超音波治療的頻率，以便限制和/或消除這種可能性。在一個實施例中，非線性技術可以應用在焦點處，以便限制和/或消除加熱焦點前的組織的可能性。在一個實施例中，可以增加來自孔的聲壓或超音波強度，以在焦點平面處獲得相似或基本相似的強度。

【0105】 在不同的實施例中，如在公式（7）中示出的，如果孔處的振幅與相位函數是可分的，則聲壓函數 $U(x_l, y_l)$ 的二維傅立葉變換可以被表示爲 x 與 y 的兩個函數的一維傅立葉變換的乘積，其在公式（8）中示出。在不同的實施例中，有利的是，可以以線性或基本線性序列產生多個 TCP，以及同時或幾乎同時產生多個線性序列。如在表 1 中示出的，在一個實施例中，如果以線性序列同時或基本同時產生兩個 TCP，但順序地產生線性序列，則總的處理時間可以減少大約 24%。在一個實施例中，如果以線性序列同時或基本同時產生四個 TCP，但順序地產生線性序列，則總的處理時間可以減少大約 39%。在一個實施例中，如果沿著兩個線性序列同時或基本同時產生兩個 TCP，則總的處理時間可以減少大約 50%。

【0106】 二維中的多個波束分離

【0107】 在若干實施例中，使用以下孔振幅調製函數，可以產生四個 TCP，例如兩個線性或基本線性序列中各兩個：

$$g(x,y)=\cos(cx)\cos(dy)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (19a)$$

【0108】 該函數的傅立葉變換爲：

$$G(\xi_x,\xi_y)=\frac{1}{4}\left(F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y-\frac{d}{2\pi}\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y-\frac{d}{2\pi}\right)+F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y+\frac{d}{2\pi}\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y+\frac{d}{2\pi}\right)\right) \qquad (19b)$$

【0109】 如在公式（19a）和（19b）中示出的，波束可以被調製爲兩個線性序列，其中每個序列具有兩個焦點。在一個實施例中，線性序列

可以是正交的。在一個實施例中，線性序列可以不是正交的。因爲在公式（19b）中傅立葉變換乘以¼，所以與波束被分離爲兩個焦點（例如，如在公式（14）中示出的）相比，進一步減小了波束的振幅或強度。在一個實施例中，由於加熱位於焦點之前的處理區域組織的可能性，可以調整（例如降低）超音波治療的頻率，使得限制和/或消除過分加熱焦點前的組織的可能性。在若干實施例中，可以應用調製，使得順序地或基本順序地產生TCP的線性或基本線性序列。

【0110】 在不同的實施例中，如在公式（12）至（14）中示出的，在具有圓形孔的換能器上進行餘弦和/或正弦振幅調製產生被偏移餘弦和/或正弦調製函數的空間頻率的兩個分開的波束。在不同的實施例中，調製函數可以空間或相位偏移如下：

$$g_{shift}(x,y)=\cos(cx-\theta)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (20a)$$

$$G_{shift}(\xi_x,\xi_y)=\frac{1}{2}e^{j2\pi\xi_x\theta}\left(F\left(\xi_x-\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)+F\left(\xi_x+\frac{c}{2\pi},\xi_y\right)\right) \qquad (20b)$$

【0111】 在一個實施例中，由偏移引起的振幅與公式（14）中的振幅相同。在一個實施例中，儘管空間偏移（例如，偏移角度θ）不會改變焦點處的總的振幅，但更改了相位。在若干實施例中，相位的更改對於減小焦點之前的峰值強度是有利的。在若干實施例中，孔可以被設計爲使得近場或焦點前的組織的加熱被基本最小化，同時焦點處的強度或焦距增益被基本最大化。

【0112】 使用相位偏移的治療輸送

【0113】 在不同的實施例中，波束可以被軸向分離。通過分析時間延遲和應用離散的相位調整來分析這種軸向分離是有利的。在若干實施例中，沿x和/或y方向軸向分離波束可以與孔的平面或二維振幅調製（例如，諸如在公式（19a）和（19b）中示出的）結合，這可以導致在兩維或三維上分離波束。在若干實施例中，可以通過在孔處使用相位傾斜而偏移波束，這可以基本等效爲空間偏移。在若干實施例中，使用以下傅立葉變換對可以執行相位傾斜：

$$e^{jax} = \cos(ax) + j\sin(ax) \quad (21a)$$

$$F\left(e^{jax}\right) = \delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) \quad (21b)$$

【0114】 在一個實施例中，該函數描述了僅相位調製的孔，因爲指數項的幅值是 1。在一個實施例中，每個空間位置具有在不同相位下的元件，所述相位可以被如下表示爲虛部（正弦）與實部（餘弦）之比：

$$\theta(x) = \tan^{-1}\left(\frac{\sin(ax)}{\cos(ax)}\right) \quad (22)$$

【0115】 公式（22）在空間上表示相位差。

【0116】 在不同的實施例中，與超音波波的傳播相關聯的時間延遲可以被用來描述聚焦波束的相位偏移或傾斜。在一個實施例中，換能器孔可以是具有以下幾何形狀的聚焦的圓碗：

$$r^2 + \left(z - z_f\right)^2 = z_f^2 \quad (23a)$$

$$r^2 = x^2 + y^2 \quad (23b)$$

【0117】 公式（23a）和（23b）描述了中心在碗頂點處的具有焦距長度 zf 的圓碗。在一個實施例中，焦點可以從（0，0，z_f）移動至位於（x_0，y_0，z_0）處的空間點 P_0。從碗上的任一點到這個新的空間點 P_0 的距離可以被表示爲：

$$d = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \quad (24)$$

【0118】 其中（x_1，y_1，z_1）是公式（23a）和（23b）定義的碗形孔上的點。在一個實施例中，爲了確定到目標 P_0 的實際時間，可以用傳播距離 d 除以聲速 c（343.2m/s），如下：

$$t = \frac{\sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2}}{c} \quad (25)$$

【0119】 在一個實施例中，爲了獲得期望的與焦點處的延遲的超音波波的傳播相關聯的結構干涉，公式（25）可以被用來計算到孔的另一部分的相對時間延遲。在一個實施例中，這可以通過將公式（25）減去最小

時間延遲而完成。剩餘時間是由孔的其他部分發射的超音波波到達新的空間點 P_0 的額外時間。

【0120】 在若干實施例中，焦點（0，0，15mm）可以移動至不同的焦點 P_0。可以使用公式（25）計算相對于碗形孔的中心或頂點到新焦點 P_0 的相對時間延遲（以徑向距離表示的），並且在圖 5A-5D 中針對具有如下幾何尺寸的換能器示出這個相對時間延遲：外徑（OD）=19mm，內徑（ID）=4mm，到焦點的距離（F_L）=15mm。其他實施例可以使用其他尺寸，本示例圖示說明了一個非限制性實施例。其他尺寸被考慮。圖 5A 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同的徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，15mm）的相對時間延遲 1002a（微秒）。如所預期的，在圖 5A 中圖示說明的延遲是零，因爲目標點與焦點相同，而焦點未發生變化。圖 5B 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，10mm）的相對時間延遲 1002b（微秒）。如圖所示，由於孔在換能器碗的中心，徑向位置在 2mm 處開始。在一個實施例中，成像元件可以被放置在孔中。到目標點 P_0=（0，0，10mm）的時間隨著碗上的徑向位置增加而增加。圖 5C 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，20mm）的相對時間延遲 1002c（微秒）。如圖所示，如果焦點被偏移至 P_0=（0，0，20mm），到目標的時間隨著碗上的徑向位置增加而減少。圖 5D 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（2mm，0，14.7mm）的相對時間延遲 1002d（微秒）。在一個實施例中，從頂點到目標點 P_0=（2mm，0，14.7mm）的總距離約爲 15mm。如圖所示，如果焦點被偏移至 P_0=（2mm，0，14.7mm），到目標的時間線性依賴於碗上的位置的 x 座標。對於相對於頂點具有正 x 的位置，到目標的時間較少，而對於相對於頂點具有負 x 的位置，到目標的時間較多。具有大約-2mm 與大約 2mm 之間的 x 座標的位置出現在碗的內徑之外（例如，成像元件可以被佈置的地方）。

【0121】 圖 5A-5D 圖示說明了根據若干實施例的聲從孔上各點傳播

以便將聲能結構性地設置在焦點處的時間延遲。相對於零的負時間意味著能量從該點到達新的焦點需要較少的時間。相對於零的正時間意味著能量從該點到達新的焦點需要較多的時間。在一個實施例中，如果適當的時間延遲可以被設置在碗的各點上，則可以控制時間延遲，從而在新的焦點處獲得結構干涉。在一個實施例中，對於包含壓電活性材料的換能器，將焦點從機械焦點（0，0，z_f）移動至新的焦點 P_0 可以改變孔上的諧振器應當行進的距離（由於材料的膨脹和/或收縮），從而在焦點 P_0 處產生結構干涉。通過將距離除以聲速，這些距離可以被轉換爲時間延遲。在一個實施例中，如果針對孔的表面上的諧振器的時間延遲是已知的，則可以考慮到達焦點 P_0 的另外的時間延遲，使得在焦點 P_0 處期望的壓力強度可以被實現。

【0122】 在不同的實施例中，合適頻率的超音波波可以被引導至目標區域。在一個實施例中，包含壓電活性材料的換能器可以被合適的工作頻率的連續波信號電激勵，從而實現合適的治療頻率。在換能器的不同的實施例中，工作頻率可以是大約 4MHz、大約 7MHz、大約 10MHz、小於大約 4MHz（例如，大約 20KHz 與大約 4MHz 之間）、大約 4MHz 與大約 7MHz 之間、大於大約 10MHz 等。在一個實施例中，連續波信號可以啓動或有效持續大約 20 毫秒至 30 毫秒之間的時間段。這繼而可以意味著孔被大約 80,000 週期至大約 300,000 週期之間的激勵信號激勵。在一個實施例中，可以使用激勵信號爲有效的其他合適時間段，例如，小於大約 20 毫秒、大於大約 30 毫秒等。在一個實施例中，激勵信號處於有效的短持續時間可以使得不必在焦點處獲得結構干涉。這是因爲超音波波從孔的不同點傳播到焦點 P_0 的時間延遲大於激勵信號處於有效的持續時間。在一個實施例中，這足以基於工作頻率修改對應于孔位置的相位，而不必控制用於獲得結構干涉的時間延遲。在一個實施例中，可以修改對應于孔位置的相位，並且另外，可以控制用於在新的焦點處獲得結構干涉的時間延遲。

【0123】 圖 6A-6C 圖示說明了根據若干實施例與聲相對于孔的頂點到焦點的傳播相關的相位延遲。在一個實施例中，相位延遲與時間延遲相關。圖 6A 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，15mm）的相對相位

延遲 1012a、1014a 和 1016a（以度爲單位）。曲線 1012a 對應於大約 4MHz 的激勵信號，曲線 1014a 對應於大約 7MHz 的激勵信號，而曲線 1016a 對應於大約 10MHz 的激勵信號。圖 6B 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P0=（0，0，20mm）的相對相位延遲 1012b、1014b 和 1016b（以度爲單位）。曲線 1012b 對應於大約 4MHz 的激勵信號，曲線 1014b 對應於大約 7MHz 的激勵信號，而曲線 1016b 對應於大約 10MHz 的激勵信號。圖 6C 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（2mm，0，14.7mm）的相對相位延遲 1012c、1014c 和 1016c（以度爲單位）。曲線 1012c 對應於大約 4MHz 的激勵信號，曲線 1014c 對應於大約 7MHz 的激勵信號，而曲線 1016c 對應於大約 10MHz 的激勵信號。如在圖 6A-6C 中圖示的，在一個實施例中，孔試圖淺聚焦、深聚焦還是橫向聚焦（這可以與工作頻率有關）與相位延遲的不連續次數有關。在給定長度內的不連續的次數隨著激勵信號的工作頻率增加。在一個實施例中，如在下面闡述的，製造以及系統限制會增加不連續的次數。在一個實施例中，如在圖 6B 中圖示的，不管換能器被用來深聚焦或淺聚焦，相位延遲變換的速率朝向換能器的邊緣（例如，曲線圖的右部）增加。在一個實施例中，如在圖 6C 中圖示的，當換能器被用來傾斜波束時，相位延遲變換的速率基本恒定。圖 5B-5D 和圖 6A-6C 圖示說明了從換能器碗上的點到焦點的額外的時間與相位。在一個實施例中，可以通過在適當的換能器位置處設置相反的時間和/或相位延遲來減少或消除額外的時間和/或相位。

【0124】 使用離散的相位偏移的治療輸送

【0125】 在一個實施例中，延遲和/或相位量化可以影響被用來表示時間和/或相位延遲的精度。換句話說，可以使用離散的延遲和/或離散的相位。在一個實施例中，可以通過系統參數（例如可用於表示延遲的系統時鐘和/或比特數）來限制時間和/或相位延遲的精度。在一個實施例中，其他系統參數可以代替或進一步限制該精度。在一個實施例中，相位延遲圍繞單位圓（360°）均勻地間隔開。在一個實施例中，相位延遲可以圍繞單位

圓非週期性地或不均勻地間隔開。表 4 示出了根據若干實施例的相位量化水平。在若干實施例中，可以使用另外的水平數（大於 8）。如在表 4 中示出的，根據一個實施例，兩個相位（N=2）（0°和 180°）可以表示用於改變超音波波束的焦點的相位控制的最小水平。

水平數（N）	相位（度）
2	0，180
3	0，120，240
4	0，90，180，270
5	0，72，144，216，288
6	0，60，120，180，240，300
7	0，51，103，154，206，257，309
8	0，45，90，135，180，225，270，315

表 4

【0126】 圖 7A-7C 圖示說明了根據若干實施例的用於各種量化水平的離散的或量化的相位延遲，其中相位延遲與聲相對于孔的頂點到焦點的傳播相關。圖 7A-7C 圖示說明了在大約 7MHz 的工作頻率下的聲傳播。圖 7A 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，10mm）的量化的相對相位延遲 1022a、1024a 和 1026a（以度爲單位）。曲線 1022a 對應于兩個相位量化水平，曲線 1024a 對應于三個相位量化水平，而曲線 1026a 對應于四個相位量化水平。圖 7B 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（0，0，20mm）的量化的相對相位延遲 1022b、1024b 和 1026b（以度爲單位）。曲線 1022b 對應于兩個相位量化水平，曲線 1024b 對應于三個相位量化水平，而曲線 1026b 對應于四個相位量化水平。圖 7C 圖示說明了根據一個實施例的從孔上的空

間點行進的聲能到達與碗形孔上的不同徑向位置有關的目標焦點 P_0=（2mm，0，14.7mm）的量化的相對相位延遲 1022c、1024c 和 1026c（以度爲單位）。曲線 1022c 對應于兩個相位量化水平，曲線 1024c 對應于三個相位量化水平，而曲線 1026c 對應于四個相位量化水平。在若干實施例中，當量化水平數增加時，如在圖 7A-7C（例如，曲線 1026a、1026b 和 1026c）中示出的，在頻率爲 7MHz 的一個實施例中的量化的相位延遲圖案/模式變得與在圖 6A-6C 中示出的未量化的相位延遲圖案/模式（例如，曲線 1014a、1014b 和 1014c）基本相似。

【0127】 在一個實施例中，參照圖 7C 的曲線 1022c（兩個相位量化），表明當聚焦波束被引導 2mm 和-2mm 時，得到的相位延遲圖案與在基本相同的空間頻率下發生的從 0°到 180°的轉換基本相似。相位延遲圖案中有少量的空間偏移。在一個實施例中，由於相位延遲圖案在 2mm 和-2mm 處基本相似，所以焦點處的音波強度分佈可以在兩個焦點位置處同時具有峰值。在一個實施例中，如果相位量化是兩個水平，則特定焦點的相位解析度同樣會是另一位置的解析度。在一個實施例中，對於沿波速軸線修改焦點，該結果可以是相似的。如果相位量化是兩個水平，則一個焦點的解析度同樣可以是另一焦點的解析度。

【0128】 圖 8A 圖示說明了根據若干實施例的離散的或量化的相位延遲，其與在大約 7MHz 的工作頻率的聲相對于孔的頂點到焦點的傳播相關。圖 8A 圖示說明了從孔上的空間點行進的聲能分別到達目標焦點（2mm，0，14.7mm）和（-2mm，0，14.7mm）的相對相位延遲 1032a 和 1034a（以度爲單位）。根據一個實施例顯示了曲線 1032a 和 1034a 與碗形孔上的不同徑向位置有關。在一個實施例中，在圖 8A 中示出了兩個量化水平。如在圖 8A 中示出的，兩個焦點的量化的相位延遲圖案基本相似。

【0129】 圖 8B 圖示說明了根據若干實施例的離散的或量化的相位延遲，其與在大約 7MHz 的工作頻率的聲相對于孔的頂點到焦點的傳播相關。圖 8B 圖示說明了從孔上的空間點行進的聲能分別到達目標焦點（0，0，10.25mm）和（0，0，27mm）的相對相位延遲 1032b 和 1034b（以度爲單位）。根據一個實施例顯示了曲線 1032b 和 1034b 與碗形孔上的不同徑向位

置有關。在一個實施例中，在圖 8B 中示出了兩個量化水平。如在圖 8B 中示出的，兩個焦點的量化的相位延遲圖案基本異相 180°。

【0130】 在不同的實施例中，可以使用在孔處的連續的或離散的振幅調製和/或連續的或離散的相位延遲來將超音波波束聚焦。在一個實施例中，可能有利的是，在平坦的孔中提供機械焦點而不是使用孔振幅調製和/或相位控制，因爲與機械焦點相關的焦距增益是優選的。在一個實施例中，如果可以產生機械焦點，並且調整和/或相位延遲技術可以應用於機械焦點，則可以降低孔或系統設計的複雜性。一個優勢是，減少了用於使波束在新的焦點處聚焦的離散相位轉換的次數。另一優勢是，當孔已經被機械聚焦時，可以增加在不同的離散相位水平之間的距離，這可以導致使用更少的量化水平，諸如兩個、三個、四個等。

【0131】 在不同的實施例中，包括壓電材料極化和/或離散的系統相位調整的製作方法可以被用來製造如下換能器，其被配置爲使來自機械焦點的二維和/或三維的超音波波束分離或聚焦。下面列出了換能器設計的若干非限制性示例。在不同的實施例中，可以使用所公開的方法製造其他換能器設計。

【0132】 使用換能器極化的多焦點能量輸送

【0133】 在若干實施例中，換能器可以包含壓電材料。可以以升高的溫度和高電場使壓電陶瓷材料極化，從而在材料中產生淨偶極矩。淨偶極矩可以允許壓電陶瓷材料具有壓電效應，當電場沿偶極矩的方向置於整個或部分材料時，所述壓電效應引起材料的收縮或膨脹。在一個實施例中，換能器的一部分（例如換能元件）可以被處理爲具有不同的極化矩特徵。在一個實施例中，單個換能元件可以被處理爲具有一個、兩個或更多個極化特徵。在一個實施例中，單個換能元件可以被處理爲具有一個極。在另一實施例中，元件的一部分可以被處理爲具有一個極，而元件的未處理部分可以具有第二極。在一個實施例中，可以在換能元件上進行極化處理。

【0134】 圖 9 示出了根據一個實施例的極化的壓電陶瓷材料和當施加電壓時得到的行爲的示意圖。在一個實施例中，換能器可以包含 PZT 1052 壓電陶瓷材料。在 PZT 材料 1052 中示出的箭頭是淨偶極矩。在一個實施例

中，如果在 PZT 材料 1052 上放置電壓，使得電場沿偶極矩的相反或基本相反的方向（如在 1082 中示出的），則材料收縮。在一個實施例中，如果在 PZT 材料 1052 上放置電壓，使得電場沿與偶極矩相同或基本相同的方向（如在 1072 中示出的），則材料膨脹。在一個實施例中，當在材料上不施加電壓時，PZT 材料 1052 不會膨脹或收縮，如在 1062 中示出的。

【0135】 在若干實施例中，壓電材料極化可以被用來實現孔振幅調製。在一個實施例中，兩個水平的調製可以等效爲兩個水平的相位量化。如在公式（12）-（14）中示出的，由換能器孔發射的超音波波束可以被調製爲出現在被偏移與調製函數（例如，餘弦和/或正弦函數）的空間頻率有關的一距離的焦平面中的兩個（或更多個）位置處。在一個實施例中，極化方向可以被用來修改孔處的振幅調製，以及用來近似餘弦和/或正弦振幅調製。如在圖 9 中示出的，在一個實施例中，極化整個或部分材料，或者在整個或部分材料上施加電壓可以提供三個水平的振幅調製：-1（材料收縮）、1（材料膨脹）和 0（材料的形狀不變化）。圖 10A-10B 圖示說明了根據若干實施例的使用兩個和三個水平的極化近似振幅調製。圖 10A 圖示說明了根據一個實施例的使用正弦函數近似振幅調製。*x* 軸表示關於孔的頂點的相對距離，而 *y* 軸表示調製函數的振幅。曲線 1092a 圖示說明了調製函數（例如，正弦函數），曲線 1094a 圖示說明了使用兩個水平的極化（例如，±1）的近似，而曲線 1096a 圖示說明了使用三個水平的極化（例如，±1 和 0）的近似。圖 10B 圖示說明了根據一個實施例的使用具有 DC 偏移爲 0.25 的正弦函數近似振幅調製。*x* 軸表示關於孔的頂點的相對距離，而 *y* 軸表示調製函數的振幅。曲線 1092b 圖示說明了調製函數（例如，正弦函數），曲線 1094b 圖示說明了使用兩個水平的極化（例如，±1）的近似，而曲線 1096b 圖示說明了使用三個水平的極化（例如，±1 和 0）的近似。在一個實施例中，如在圖 10B 中圖示的，正極化區域（具有振幅 1）的寬度大於負極化區域（具有振幅-1）的寬度，使得平均振幅基本等於 DC 偏移（例如，0.25）。兩個或三個水平的局限性限制了可實現的 DC 偏移在-1 與 1 之間。在若干實施例中，多於三個水平的極化可以用於振幅調製。

【0136】 在一個實施例中，爲了量化焦點處的能量分佈，可以用具

有相關的傅立葉變換對的函數表示方波。週期 c 的方波的傅立葉級數展開爲：

$$f_{square}\left(\frac{x}{c}\right)=\frac{4}{\pi}\sum_{n=1}^{\infty}\frac{\sin\left(2\pi(2n-1)ct\right)}{(2n-1)}=\frac{4}{\pi}\left(\sin(2\pi ct)+\frac{1}{3}\sin(2\pi 3ct)+\frac{1}{5}\sin(2\pi tct)+\ldots\right)$$

（25）

【0137】 在一個實施例中，具有在公式（25）中描述的振幅調製的圓形孔可以被描述爲：

$$f_{aperture}(x,y)=f_{square}\left(\frac{x}{c}\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (26a)$$

【0138】 該函數的傅立葉變換爲：

$$F_{x,y}\left(f_{aperture}(x,y)\right)=\left[\frac{4}{\pi}\sum_{n=1}^{\infty}\frac{\delta\left(\xi_x-(2n-1)c\right)-\delta\left(\xi_x+(2n-1)c\right)}{2j(2n-1)}\right]*F\left(\xi_x,\xi_y\right) \qquad (26b)$$

【0139】 公式（26b）可以被簡化爲如下：

$$F_{x,y}\left(f_{aperture}(x,y)\right)=\left[\frac{4}{\pi}\sum_{n=1}^{\infty}\frac{F\left(\xi_x-(2n-1)c,\xi_y\right)-F\left(\xi_x+(2n-1)c,\xi_y\right)}{2j(2n-1)}\right] \qquad (26c)$$

【0140】 在一個實施例中，焦平面中的聲波壓力包括在被各波束之間的距離 2c 分開的多個空間位置處的主波束的重複圖案。重複圖案可以是振幅減小的。

【0141】 圖 11A-11H 圖示說明了根據若干實施例的被 7MHz 激勵信號激勵的換能器的孔調製或切趾函數（使用兩個水平的極化或三個水平的極化）和聲波壓力在焦點或多個焦點處對應的歸一化強度分佈的一些實施例。在一個實施例中，在圖 11A-11H 中圖示的換能器被配置爲具有 OD=19mm 和 F_L=15mm 的圓碗。圖 11A-11B 圖示說明了根據一個實施例的不分離波束的切趾輪廓和對應的強度分佈。圖 11B 圖示說明了強度集中在焦點 1108 處。圖 11C-11D 圖示說明了根據一個實施例的在焦點峰值之間以大約 1.1mm 橫向分離波束的切趾輪廓和對應的強度分佈。如由圖 11A 中的區域 1104 和圖 11C 中的區域 1114 圖示說明的，在若干實施例中，換能器的孔的一部分具有零切趾，其表示碗的內徑（ID）。在一些實施例中，這些

區域 1104 和 1114（其被圖示說明爲直徑大約 4mm）可以對應于可以佈置成像元件的區域。在一個實施例中，成像元件的切趾可以由區域 1106 表示。

【0142】 參照圖 11C，在一個實施例中，圖示說明了用於焦點峰值之間有 1.1mm 間隙的振幅調製。在一個實施例中，如果使用兩個極化或切趾水平，那麼基本等寬的 8 個帶（除了在邊緣處）被限定在孔表面上。例如，兩個這樣的帶被標記爲 1112 和 1112'。在一個實施例中，帶的極化在換能器表面上從-1 至+1 交替。在圖 11D 中示出了得到的波束圖案。如所預期的，超音波波束出現在位於大約-0.55mm 和 0.55mm 的兩個焦點 1120 和 1120'處。波束的更高的頻率分量在相距波束軸線大約 1.65mm 的距離處的區域 1122 和 1122'中是可見的。在一個實施例中，這些分量具有比焦點區域 1120 和 1120'低的強度。更高的頻率分量可以對應於具有更低強度的第三諧波，如在公式（26c）中表示的。在不同的實施例中，例如在圖 11E-11H 中圖示的，換能器表面的部分 1125、1125'的極化可以包括線、曲線、形狀、波、圖案等。在一個實施例中，部分 1125、1125'的特徵可以被用來維持焦點分離，並且可以在焦點前和/或在焦點後重新分佈能量，以便更少地進行加熱。

【0143】 在一個實施例中，波束的分離可以在 x（水平）和 y（高度）維度上發生。在一個實施例中，當執行傅立葉變換時，x 和 y 軸的分離可以被獨立地處理。在一個實施例中，孔可以被設計爲用於在 x 維度上以大約 1.0mm 且在 y 維度上以大約 0.5mm 分離波束。對應的孔調製函數可以被表示爲：

$$f_{aperture}(x,y) = f_{square}\left(\frac{x}{d}\right) f_{square}\left(\frac{x}{c}\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (27)$$

【0144】 可以按照上面結合公式 26（a）-（c）所述地計算用於交替振幅調製的空間頻率，除了針對兩個維度進行計算。圖 12A-12D 圖示說明了根據若干實施例的用於被 7MHz 激勵信號激勵的換能器的孔調製或切趾函數（使用兩個水平的極化）和聲波壓力在焦點或多個焦點處對應的歸一化強度分佈的一些實施例。在一個實施例中，在圖 12A-12D 中圖示的換能器被配置爲具有 OD=19mm 和 F_L=15mm 的圓碗。圖 12A 示出了根據一個實施例的用於孔的切趾函數。如圖所示，棋盤狀圖案 1132 和 1136 的振幅在 x

和 y 維度上交替。如在圖 12B 中圖示的，棋盤狀圖案產生四個基本不同的超音波波束 1140、1140'、1142 和 1142'，其以預期的距離（即在 x 方向上以大約 1.0mm 並且在 y 方向上以大約 0.5mm）分開。在一個實施例中，通過將常數增加至孔的頂點可以實現五點圖案，其在原點處可以具有對應的強度分佈。

【0145】 在一個實施例中，如在圖 12C-12D 圖示的，通過沿相同維度（例如，*x* 維度）設置多個頻率來獲得四個峰值的線。調製函數可以被表示爲：

$$f_{aperture}(x,y)=\left(f_{square}\left(\frac{x}{d}\right)+f_{square}\left(\frac{x}{c}\right)\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right)-circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \qquad (28)$$

【0146】 圖 12C 示出了根據一個實施例的用於孔的切趾函數。如在圖案 1142 和 1146 中圖示的，帶的極化在換能器表面上從-1 至+1 交替。如在圖 12D 中圖示的，在一個實施例中，圖案產生四個基本不同的超音波波束 1150、1152、1154 和 1156，其在 x 方向上以大約 1.0mm 和 3.0mm 分開。

【0147】 在一個實施例中，實現波束的軸向分開或沿一個維度分離，使得波束保持軸向對稱。在一個實施例中，僅使用來自極化的兩個相位來軸向分離波束會比獲得橫向分離困難。這是由於在兩個或更多個峰值之間獲得強度平衡的困難性。在一個實施例中，兩個相位可以產生兩個同時的強度峰值，其中一個比另一個淺。由於組織中的另外的衍射以及衰減，較深的強度峰值可以具有比淺峰值低的強度。在一個實施例中，多於兩個相位可以被用來實現軸向分離。

【0148】 在若干實施例中，可以通過應用離散的系統相位調整來實現將超音波波束同時、幾乎同時或順序地分離爲兩個或更多個焦點。圖 13 是根據一個實施例的兩相位的系統 1200 的示意圖。如圖所示，模組 1202 是 AC 電壓（或電流）源，其驅動離散的移相器，模組 1204 和 1206 分別是 0°和 180°的離散的移相器，而模組 1208 和 1210 是被相位偏移的換能器部分。在一個實施例中，離散的移相器 1204 和 1206 可以被配置爲相移由源 1202 供應的 AC 電壓（或電流）信號，使得得到的信號爲異相 180°。在一個實施例中，離散的移相器 1204 和 1206 可以被配置爲激勵換能器的不同

部分。在一個實施例中，系統 1200 被配置爲類比兩個水平的材料極化。在一個實施例中，期望電隔離換能器部分 1208 和 1210。根據一個實施例，電隔離和對應的連接方案可以確定在焦點處合成的波束圖案。在一個實施例中，可以不進行電隔離。參照圖 1，在若干實施例中，離散的移相器可以被放置在超音波系統 20 的控制器 300、手棒 100、模組 200 和/或換能器中或之上。在一個實施例中，可以使用連續的相位偏移。

【0149】 在若干實施例中，可以使用多於兩個離散的移相器（例如，如在表 4 中示出的）。相位數量的增加會使用於引導波束和/或使波束聚焦的相位延遲的近似改善。在一個實施例中，可以使用四個離散的移相器。圖 14 是根據一個實施例的可選的四相位系統 1250 的示意圖。如圖所示，模組 1252、1254、1256 和 1258 是 AC 電壓（或電流）源，其驅動離散的移相器 1262、1264、1266 和 1268。每個離散的移相器模組可以被配置爲提供四個不同的相位 0°、90°、180°和 270°。在一個實施例中，可以包括多工器 1272、1274、1276 和 1278，以選擇特定相位的信號。具有選定相位的信號可以被施加到換能器 1280 的部分 1282、1284、1286 和 1288。在一個實施例中，部分是具有單個換能元件的單個換能器的一部分。在一個實施例中，部分可以是換能元件。如圖所示，換能器 1280 的每個部分 1282、1284、1286 和 1288 具有可選相位（例如，0°、90°、180°或 270°）。在一個實施例中，部分 1282、1284、1286 和 1288 可以被電隔離（例如，相對於彼此）。在一個實施例中，如果換能器 1280 被分爲或被分隔爲部分 1282、1284、1286 和 1288，則超音波波束可以被引導並被聚焦到多個焦點位置。

【0150】 在一個實施例中，通過考慮平坦的盤形或環形換能器以及與在基本完美聚焦的圓碗形換能器的焦點處測量的強度相比的在焦點處測量的強度，可以圖示說明提供更多離散的移相器的優勢。圖 15 圖示說明了根據一個實施例的離散相位的系統的性能。在一個實施例中，碗形換能器可以被配置爲具有 OD=19mm 和 F_L=15mm，並且通過線 1302 圖示說明了其強度（dB）。通過線 1306 圖示說明了平坦的環形換能器的強度。如圖所示，由平坦的環形換能器產生的焦點強度的改善在大約兩個與 5-6 個離散的相位水平之間增加（例如，指數地增加），但是在大約 5-6 個離散的相位之後

開始趨平。在一個實施例中，強度漸近地接近大約-2.3dB（線 1304）。如圖所示，在一個實施例中，平坦的環形換能器（線 1306）產生比碗形換能器（線 1302）小的焦距增益。如所見，在一個實施例中，添加另外的離散的相位水平可以改善焦點處的強度，並且由此改善換能器性能。

【0151】 在一個實施例中，可以利用聚焦碗來改變期望的焦點與理想的焦點之間的強度差。在一個實施例中，首先，可以使用 OD=19mm 和 F_L=15mm 的圓碗形換能器。其後，在一個實施例中，離散的相位調整技術可以被用來將焦點移動至大約 12mm 或 18mm 的深度。圖 16A-16B 是圖示說明根據若干實施例的在不同焦點處的離散相位系統的性能的曲線圖。圖 16A 圖示說明了根據一個實施例的當與碗形換能器（OD=19mm 碗和 F_L=12mm）的性能 1312 相比時，使用離散的相位調整將焦點移動至 12mm 時的碗形換能器（OD=19mm 和 F_L=15mm）的性能 1316。如圖所示，線 1316 漸近地接近大約-1.3dB（線 1314）。在一個實施例中，比較線 1316 與在圖 15 中由線 1306 圖示的平坦的盤形換能器的性能，碗形換能器產生的強度已經被改善。圖 16B 圖示說明了根據一個實施例的當與碗形換能器（OD=19mm 碗和 F_L=18mm）的性能 1322 相比時，使用離散的相位調整將焦點移動至 18mm 時的碗形換能器（OD=19mm 和 F_L=15mm）的性能 1326。如圖所示，線 1326 漸近地接近大約 0.5dB（線 1324）。如圖所示，例如當離散的相位水平的數量超過大約六個時，具有離散的相位調整的碗形換能器的性能（線 1326）可以超過理想的換能器的性能（線 1322）。在一個實施例中，使用離散的相位將焦點移動至更深是有利的。

【0152】 使用振幅調製和離散的相位偏移的治療輸送

【0153】 在若干實施例中，除了離散的相位調整外，還可以使用振幅調製（例如，通過材料極化實現）。在一個實施例中，超音波波束的分離會引起由於例如系統或換能器材料限制而可能難以獲得的換能器功率的增加。可能期望將超音波波束從一個焦點位置相移或傾斜至另一焦點位置。在一個實施例中，由於過分加熱在焦點之前的組織的可能性，超音波波束的分離可能難以實現。在一個實施例中，可以在不移動換能器的情況下順序地或基本順序地產生 TCP 的線性序列，這可以使治療時間減少。在一個

實施例中，可以移動換能器以更遠地分佈處理點。在一個實施例中，換能器可以是被 7MHz 激勵信號激勵的圓碗形換能器，其具有大約 19mm 的 OD、大約 4mm 的 ID 和大約 15mm 的 F_L。線性 TCP 序列可以被間隔開大約 1.0mm。可能期望使超音波波束分離，使得同時或基本同時產生彼此間隔開大約 1.0mm 的兩個線性 TCP 序列。然而，在一個實施例中，與未分離的波束的強度相比，分離的波束中的每一個均可以具有（原來的）大約 2.4 分之一的強度。由於可能過分加熱位於焦點之前的組織，輸送給換能器的功率可以不被增加大約 2.4 倍以對強度的降低進行補償。在一個實施例中，正交相位調整可以被用來一次產生一個線性 TCP 序列。通過結合材料極化與離散的系統相位調整，可以完成正交相位調整。在一個實施例中，當正交相位調整被應用於聚焦的碗形換能器時，使用正交相位調整與大約 1.2 倍的功率增加有關。在一個實施例中，功率的這種略微增加是期望的。

【0154】 圖 17A-17B 圖示說明了根據一個實施例的通過結合極化與離散的系統相位調整的換能器的正交控制。在一個實施例中，圖 17A 圖示說明了在聚焦的圓碗形換能器上以一節距定義地各個帶（例如，1402、1404 等），其被配置爲在換能器產生的超音波波束中實現大約 1.0mm。換能器的焦點是與換能器面平行的平面中的單個波束 1408。換能器 1400 被配置爲不具有離散的相位調整。在一個實施例中，如在圖 17B 中圖示的，通過使相位調整方向交替而使換能器 1410 的帶極化。例如，帶 1412 具有相位 0°，而帶 1414 具有相位 180°。如在強度圖中示出的，兩個強度峰值 1418 和 1418' 基本沿線出現在焦深處。

【0155】 在一個實施例中，由於系統（例如，電源）和/或換能器材料的限制，可能不期望產生兩個強度峰值 1430 和 1432。例如，可能需要爲換能器供應更大功率，以同時或幾乎同時產生兩個 TCP。圖 17C 圖示說明了根據一個實施例使用額外的相位偏移（90°）調製換能器 1420 的孔。如圖所示，帶 1422 具有相位 0°，並且被進一步劃分成具有相位 90°的區域或子帶 1426 和具有相位 0°的子帶 1428。另外，帶 1424 具有相位 180°（例如，使相位相對於帶 1422 交替），並且被進一步劃分成具有相位 270°的區域或子帶 1430 和具有相位 180°的子帶 1432。在一個實施例中，兩個另外的相

位（例如，1426 和 1428）可以通過導電結合件以及（可選地）被配置爲使兩個相位分開的開關或柔性電路電連接至換能器 1420。與在圖 17A-17B 中圖示的實施例相似，換能器 1420 被極化爲使得相位在相鄰帶之間在 0°與 180°之間交替。在一個實施例中，以 0°相位激勵信號激勵換能器 1420 的一半，並且以 180°相位激勵信號激勵另一半。在一個實施例中，通過另外的相位調整，相位變化的節距被降低爲二分之一（例如，子帶 1426 和 1428）。在一個實施例中，當離散的相位調整與極化結合時（例如，使相位在相鄰的帶 1422 與 1424 之間在 0°與 180°之間交替），可以提供四個不同的相位，即 0°、90°、180°和 270°。如在圖 17C 中圖示的，從左到右在換能器 1420 上應用的重複的相位圖案可以是 90°、0°、270°和 180°。如在強度圖中圖示的，在一個實施例中，可以在焦深處遠離波束軸線大約-1mm 產生峰值 1438。在一個實施例中，如在圖 17D 中圖示的，如果相位圖案具有 0°（子帶 1446）、90°（子帶 1448）、180°（子帶 1450）和 270°（子帶 1452）的反轉順序，則峰值 1458 遠離波束軸線移動大約+1mm。如在圖 17D 中圖示的，帶 1442 具有相位 0°，而帶 1444 具有相位 180°（例如，使相位相對於帶 1442 交替）。

【0156】 圖 18 是根據一個實施例的兩相位可切換系統 1500。如圖所示，系統 1500 包括驅動離散的移相器 1504（0°移相器）和 1506（90°移相器）的 AC 電壓（或電流）源 1502、開關 1508 和 1510 和換能器部分 1512 和 1514。在一個實施例中，離散的移相器 1504 和 1506 可以被配置爲相移由源 1502 提供的 AC 電壓（或電流）信號，使得得到的信號爲異相 90°。在一個實施例中，離散的移相器 1504 和 1506 可以被配置爲激勵換能器的不同部分（例如，帶）。離散的移相器 1504 和 1506 的輸出可以連接至開關 1508 和 1510，開關 1508 和 1510 連接至換能器的不同部分 1512 和 1514。在一個實施例中，開關 1508 和 1510 使由源 1502 供應的電壓（或電流）信號的相位在 0°與 90°之間切換，使得換能器處的相位圖案反轉順序，並使聚焦點從波束軸線的一側移動至波束軸線的另一側，如在圖 17C-17D 中圖示的。在一個實施例中，移相器 1504 和 1506 可以將相位偏移任何合適的值，例如 30°、45°、120°、145°、180°等。

【0157】 使用具有走步（Walking）的振幅調製的治療輸送

【0158】 在一個實施例中，軸向和/或橫向調製超音波波束或使超音波波束分離，使得例如同時、基本同時或順序地產生 TCP 的多個線性序列需要向換能器供應額外的功率，以便在焦點處實現與未調製的波束基本相同的強度。在一個實施例中，功率的這種增加會在焦點的近側（焦點前）和/或遠側（焦點後）的組織中導致過分加熱的可能性。例如，對於給定的換能器配置，使超音波波束從大約（0，0，15mm）的焦點位置分離至大約（-0.55mm，0，15mm）和（0.55mm，0，15mm）的焦點位置可能需要增加功率供應大約 2.2 倍，以便在兩個焦點位置處產生與未調製的焦點位置處的強度基本相同的強度。在一個實施例中，功率的這種增加可能是不期望的。在不同的實施例中，振幅調製可以與孔走步孔技術結合，以便降低過分加熱焦點前以及焦點後的區域中的組織的可能性。例如，可以降低在焦點前以及焦點後的區域中測得的最大強度。

【0159】 圖 19A-19C 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中在焦點前大約 2mm 處的強度分佈 1600 的曲線圖。調製未應用於換能器。曲線圖 1600 圖示說明音波強度分佈關於波束軸線軸對稱。在一個實施例中，對稱是由換能器（例如，聚焦的圓碗形換能器）的圓形孔引起的。最高強度的區域 1601、1602 和 1604 沿波束軸線出現在大約 0mm（區域 1601）、0.75mm（區域 1602）和 1.0mm（區域 1604）的半徑處。在一個實施例中，如果孔處的強度約爲 1W/cm^2，則平面中的最大強度約爲 101W/cm^2。

【0160】 圖 20A-20C 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中在焦深處的強度分佈 1620 的曲線圖。在一個實施例中，焦深約爲 15mm。圖 20A-20C 示出了在焦點平面處的音波強度的明顯集中 1622。在一個實施例中，聲分佈的直徑已經從圖 20A-20C 中的大約 3mm 的 OD 減小至在焦深處小於大約 0.3mm 的直徑。最大強度已經增加至大約 7.73kW/cm^2，其爲焦點之前大約 2mm 的最大強度的約 77.3 倍。

【0161】 圖 21 是根據一個實施例的振幅調製孔圖案 1630 的示意圖。可以在孔上放置振幅調製圖案 1630。多組換能器帶或部分 1632 可以表示振幅+1（例如，由於換能器材料的膨脹）。多組換能器帶或部分 1634 可

以表示振幅-1（例如，由於換能器材料的收縮）。如圖所示，組 1632 和 1634 可以在孔上交替。節距距離 1640 可以對應于在孔上的在+1 與-1 換能器材料之間轉換的空間週期。在一個實施例中，節距距離 1640 連同焦深與工作頻率可以確定在焦平面中的分離的波束的距離。在一個實施例中，任何數量的換能器部分都可以被分組爲組 1632 和 1634。在一個實施例中，組 1632 和 1634 中的部分的數量可以相同。在一個實施例中，組 1632 和 1634 中的部分的數量可以不同。在一個實施例中，振幅調製可以包括多於兩個水平，例如三個（0 和±1）或更多水平。

【0162】 圖 22A-22C 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中來自圖 21 的在焦點之前大約 2mm 的振幅調製的孔圖案的強度分佈 1650 的曲線圖。在一個實施例中，對於大約 7MHz 的激勵信號頻率，節距距離約爲 6mm。在一個實施例中，振幅調製圖案 1630 沿 *y* 軸放置，從而以大約 1.1mm 使波束分離，如通過焦點 1652 和 1654 演示的。在一個實施例中，儘管能量分佈在 *x*-方向上具有大約 3mm 的 OD，但是其在 *y*-方向上增加至大約 4mm。與圖 19A-C 相比，假如 1W/cm^2 的強度被設置在未調製的焦點處，則強度分佈 1650 的最大強度增加大約 20%，到達 112W/cm^2。在一個實施例中，來自分離的孔的功率量需要增加大約 2.2 倍，以在兩個焦點處實現基本相似的強度。在焦點之前大約 2mm 的深度處，由於功率的增加，最大強度約爲 246W/cm^2。然而，在一個實施例中，因爲組織中的溫度增加與強度的增加成比例，所以對於分離的波束設計來說，焦點前區域中的溫度上升可以增加到 2 倍以上。

【0163】 圖 23A-23C 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中來自圖 21 的在焦深處的振幅調製的孔圖案的強度分佈 1670 的曲線圖。在一個實施例中，焦深可以約爲 15mm。在一個實施例中，假如 1W/cm^2 的強度被設置在未調製的焦點處，則焦點 1672 和 1674 中的每一個焦點的強度可以約爲 3.45kW/cm^2。如圖所示，兩個對稱的波束在焦點位置 1672（0.55mm，0，15mm）和 1674（-0.55mm，0，15mm）處發生。在一個實施例中，在焦點位置 1672 和 1674 處的強度分佈與在圖 20 中圖示的強度分佈基本相似。

【0164】 圖 24 是根據一個實施例的具有走步或改變的狀態的振幅調

製孔圖案 1680 的示意圖。在一個實施例中，除了狀態變化外，圖案 1680 與在圖 21 中圖示的振幅調製圖案 1630 相同。在一個實施例中，如下所述，可以在孔上如下放置振幅調製圖案 1680。節距距離 1688 可以包含多個換能器帶或部分。儘管在圖 24 中示出了八個這樣的部分，但部分的數量可以是任何合適的數量，例如小於八個或多於八個。換能器部分可以獨立定址，並且可以被配置爲表示-1 和/或+1 的振幅狀態。當電壓或電流應用於換能器時，孔可以從 S1 改變狀態（或走步）至 S2，然後從 S2 至 S3，然後從 S3 至 S4，以此類推。如圖所示，在狀態 S1 中，在節距距離 1688 上的多個部分被劃分成兩個組 1682（+1 調製）和 1684（-1 調製）。當從狀態 S1 轉換爲狀態 S2 時，在節距距離 1688 上的多個部分被劃分成組 1692（+1 調製）以及 1690 和 1694（-1 調製）。如圖所示，部分 1681 在狀態 S1 中對應於+1，而在狀態 S2 中對應於-1。當從狀態 S2 轉換爲狀態 S3 時，在節距距離 1688 上的多個部分被劃分成組 1702（+1 調製）以及 1700 和 1704（-1 調製）。當從狀態 S3 轉換爲狀態 S4 時，在節距距離 1688 上的多個部分被劃分成組 1712（+1 調製）以及 1710 和 1711（-1 調製）。因此，調製圖案隨著時間在孔上偏移（或走步）。在一個實施例中，如果孔以在孔上相同的振幅調製圖案走步，則存在八個唯一的狀態。在一個實施例中，有效的強度可以被確定爲來自每個孔狀態的音波強度分佈的加權時間平均。在一個實施例中，孔以足以降低過分加熱焦點前和/或焦點後的組織的可能性的速率改變狀態（或走步）。在一個實施例中，節距距離 1688 可以包括任何合適數量的換能器部分。在一個實施例中，組中對應於調製+1 和-1 的部分的數量可以相同。在一個實施例中，組中對應於調製+1 和-1 的部分的數量可以不同。在一個實施例中，振幅調製可以包括多於兩個水平，例如三個（0 和±1）或更多水平。

【0165】 圖 25A-25D 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中來自圖 24 的在焦點之前大約 2mm 的具有走步的振幅調製的孔圖案的強度分佈 1730 的曲線圖。在一個實施例中，最大強度約爲 71W/cm^2，其比不具有走步的振幅調製的孔圖案（例如，在圖 22 中示出的）的最大強度低大約 37%。在一個實施例中，這種減小可以是顯著的。圖 25A-25D 圖示說明，相比於圖 22，

經歷高強度的區域的數量和面積已經減少。接收顯著量的能量的區域被局部化爲大約六個位置 1731-1736。強度分佈曲線圖 1730 圖示說明，與圖 22 相比，能量分佈的範圍在 *x*-維度上減小至大約 2mm OD，並且在 *y*-維度上減小至大約 3mm OD。在一個實施例中，這種減小可以是顯著的。在一個實施例中，當強度分佈 1730 表現爲圖 19 的分佈 1600 的空間偏移總和時，強度分佈 1730 表現爲音波功率從兩個孔傳出。在一個實施例中，如在圖 25 中圖示的，顯著降低了過分加熱位於焦點之前以及之後的組織的可能性。

【0166】 圖 26A-26C 是根據一個實施例的在 *x-y* 平面中來自圖 24 的在焦深處的具有走步的振幅調製的孔圖案的強度分佈 1750 的曲線圖。在一個實施例中，焦深可以約爲 15mm。在一個實施例中，儘管焦點之前的強度分佈明顯改變（對比圖 25 與圖 22），但焦點處的強度分佈 1750 與在圖 23 中圖示的不具有走步的振幅調製的孔圖案的焦深處的強度分佈 1670 基本相似。在一個實施例中，強度分佈 1750 的峰值強度被降低（例如，對比 3.34W/cm^2 與 3.45W/cm^2）。在一個實施例中，爲了在焦深處得到相同的強度，供應的功率需要增加 2.3 倍。焦點之前大約 2mm 的最大強度將爲 163W/cm^2，其相對于如果在孔上未走過振幅調製圖案時的預測值 246W/cm^2（圖 22）顯著降低。在一個實施例中，與圖 22 中強度分佈 1650 相比，在焦點 1752 和 1754 處的音波強度最大值是顯著集中的。

【0167】 圖 27A 是根據一個實施例的具有走步的振幅調製的孔（兩個水平±1）的示意圖 1800。在一個實施例中，示意圖 1800 對應於在圖 24 中圖示說明的圖案 1680。圖 27B 是根據一個實施例的兩種狀態的示意圖 1800 的狀態轉換表 1850。

【0168】 圖 28A 是根據一個實施例的具有走步的振幅調製的孔（三個水平）的示意圖 1900。示意圖 1900 包括 0 水平 1952。在一個實施例中，可以通過使用地端子或將電阻器連接至地端子來實現 0 水平 1952。在一個實施例中，0 水平 1952 可以減少焦點區域中的高頻空間分量的量（例如，這些分量可以對應於光柵瓣）。在一個實施例中，0 水平 1952 可以減少焦點前以及焦點後的區域中的空間頻率轉換。圖 28B 是根據一個實施例的三種狀態的示意圖 1900 的狀態轉換表 1950。

【0169】 圖 29A 是根據一個實施例的具有走步的振幅調製的孔（四個水平±1）的示意圖 2000。示意圖 2000 包括兩個另外的水平+0.52002 和-0.52004。在一個實施例中，這樣做可以提供與添加 0 水平相似的優勢。在一個實施例中，由示意圖 2000 提供的在孔上的振幅調製可以更好地近似正弦波，使得高頻空間分量不會出現在焦點平面中。圖 29B 是根據一個實施例的三種狀態的示意圖 1900 的狀態轉換表 2050。

【0170】 在若干實施例中，節距距離中的換能器帶和/或部分的數量可以小於或大於八。選定部分的數量可以取決於對位於焦點之前和/或之後的組織的期望的加熱減少量。在若干實施例中，振幅調製水平的數量可以大於四，例如六、八、十等。

【0171】 使用在本文中所公開的系統和方法的實施例有若干優勢。在一個實施例中，振幅調製（特別是具有走步的振幅調製）和/或相位偏移技術可以降低焦點前以及焦點後的過分加熱的可能性。在一個實施例中，振幅調製（特別是具有走步的振幅調製）和/或相位偏移技術可以允許將超音波波束分離爲兩個或更多個波束。在一個實施例中，通過將超音波能量設置在兩個或更多個焦點位置處，振幅調製（特別是具有走步的振幅調製）和/或相位偏移技術可以近似兩個或更多個超音波源。在一個實施例中，通過遠離焦點重新分佈聲能，振幅調製（特別是具有走步的振幅調製）和/或相位偏移技術可以減少患者在超音波治療期間經歷的疼痛或不適。在一個實施例中，由於產生多個 TCP，振幅調製（特別是具有走步的振幅調製）和/或相位偏移技術可以減少治療時間。

【0172】 成像系統

【0173】 在一個實施例中，接收超音波波束形成器可以用作超音波成像系統的一部分。在一個實施例中，超音波成像系統使用發射與接收事件來產生超音波圖像的一條線。發射通常在一個位置處聚焦，然後成像系統的接收處理在相同位置上聚焦。在這種情況下，成像系統的回應被描述爲：

$$h(t) = Tx(t) * Rx(t) \qquad (29)$$

【0174】 其中 h（t）是發射孔與接收孔的空間回應，Tx（t）是發射孔的回應，而 Rx（t）是接收孔的回應。

【0175】 在一個實施例中，超音波成像系統使用動態接收聚焦。在這種情況下，儘管發射超音波波束聚焦在一個空間位置上，但接收系統可以沿波束軸線‘動態地’改變焦點，使得在深度中的每個空間位置聚焦。該系統回應被表示爲：

$$h(t-\delta)=Tx(t)*Rx(t-\delta) \qquad (30)$$

【0176】 δ 表示所接收的信號之間的時間延遲，其給出了當信號來自更深的深度時，對於接收孔，聚焦如何改變。

【0177】 在一個實施例中，通過孔振幅操縱將發射治療波束分離爲多個焦點的技術還可以包括接收波束。在一個實施例中，系統可以包括兩個發射焦點（或更多個），並且可以利用接收孔（例如線性陣列）聚焦在任一空間孔上，其中延遲可以被用來沿不同軸線引導以及聚焦所接收的波束。該方法允許系統借助僅一個發射獲得兩個接收波束。這減少了視覺觀察來自接收孔的兩個波束軸線所需的時間。該系統被描述爲：

$$h_1(t-\delta)=Tx(t)*Rx_1(t-\delta) \qquad (31a)$$

$$h_2(t-\delta)=Tx(t)*Rx_2(t-\delta) \qquad (31b)$$

【0178】 例如，假設系統產生兩個焦點，一個在遠離治療換能器的中心軸線距離 1.0mm 處，而另一個在遠離治療換能器的中心軸線距離 -1.0mm 處，均在深度 15mm 處。超音波接收器將能夠產生兩個接收線，一個恒定地聚焦在 1.0mm 峰值上，一個恒定地聚焦在-1.0mm 峰值上。在一個實施例中，接收器可以產生兩個接收線，一個恒定地聚焦在 1.0mm 峰值上，一個同時恒定地聚焦在-1.0mm 峰值上。

【0179】 在一個實施例中，方法 2100 包含如下步驟：

a) 通過治療孔發射多個焦點

b) 收集來自接收孔陣列的每一個部分的信號

c) 基於多個焦點產生多個接收向量，以及

d) 使用接收向量來加速用於成像的演算法。

【0180】 在一些實施例中，多個焦點的發射可以是同時的或順序的。在一些實施例中，可以同時或順序地使用接收向量。

【0181】 在本文中描述的一些實施例和示例是示例性的，並不是意欲限制描述這些發明的組成和方法的全部範圍。可以在本發明的範圍內對一些實施例、材料、組成以及方法進行等效改變、更改以及變化，而結果基本相似。

【符號說明】

【0182】

10：感興趣區域、組織部份

100、100'、100"：手棒

1002a、1002b、1002c、1002d：相對時間延遲

1012a、1012b、1012c、1014a、1014b、1014c、1016a、1016b、1016c、1022a、1022b、1022c、1024a、1024b、1024c、1026a、1026b、1026c、1032a、1032b、1034a、1034b：相對相位延遲、曲線

1052：PZT、PZT 材料

1062、1072、1082：無（示意圖）

1092a、1092b、1094a、1094b、1096a、1096b：曲線

1102、1104、1106、1114、1122、1122'：區域

1108、1652、1654、1752、1754：焦點

1112、1112'、1402、1404、1412、1414、1422、1424、1442、1444：帶

1120、1120'：焦點區域、焦點、區域

1125、1125'、1512、1514、1681：部分

1132、1136：棋盤狀圖案

1140、1140'、1142、1142'、1150、1152、1154、1156：超音波波束

1142、1146、1630、1680：圖案

1200、1500：系統

1202、1252、1254、1256、1258：模組、電壓（或電流）源

1204、1206、1262、1264、1266、1268：模組、移相器

1208、1210、1282、1284、1286、1288：模組、換能器（的）部分、部分

1250：四相位系統

1272、1274、1276、1278：多工器

1280、1400、1410、1420：換能器

130：介面

1302、1304、1306、1314、1324：線

1312：性能

1316、1322、1326：性能、線

140：耦合器

1408：波束

1418、1418'、1438、1458：峰值

1426：區域或子帶、子帶

1428、1446、1448、1450、1452：子帶

1430、1432：區域或子帶、峰值

145：連接器

150、160：控制器或開關

1502：電壓（或電流）源、源

1504、1506：移相器

1508、1510：開關

1600：強度分佈、曲線圖、分佈

1601、1602、1604：區域

1620、1650、1670、1750：強度分佈

1622：集中

1632、1634：換能器帶或部分、組

1640、1688：距離

1672、1674：焦點、焦點位置

1682、1684、1690、1692、1694、1700、1702、1704、1710、1711、1712：

組

S1、S2、S3、S4：狀態、無

1730：強度分佈、曲線圖

1731、1732、1733、1734、1735、1736：位置

1800、1900、2000：示意圖

1850、1950、2050：狀態轉換表

1952：0 水平

20：超音波系統

200、200'、200'：模組

2100:方法

230：透聲構件

235：介面導向裝置

254：處理區域

270：偏移距離

278：焦深

279：（下）組織深度

280：換能器、換能器模組

290：箭頭

295：間隔

300、300'、300"：控制器

310：顯示器、圖形用戶介面、圖形介面

315：圖形顯示器（觸控螢幕介面）

345：電路

390：資料埠

392：急停按鈕

393：電源開關

395：鎖

50：能量

500: 物件

501：皮膚表面、表面、皮膚

502：表皮層

503：真皮層

504：下皮

505：脂肪層

507：淺肌肉腱膜系統（SMAS）、SMAS 層

509：肌肉層

510：皮下組織

525：處理區域

550：損傷、TCP

201440721

發明摘要

※ 申請案號： 103107971

※ 申請日： 103.3.7 ※IPC 分類： A61B 18/00 (2006.01)
A61B 18/04 (2006.01)

【發明名稱】 用於多焦點超音波治療的裝置和方法

DEVICES AND METHODS FOR MULTI-FOCUS ULTRASOUND THERAPY

【中文】

皮膚病學的美容處理與成像系統和方法的實施例可以包括，使用換能器在組織中同時或基本同時產生多個美容處理區域。系統可以包括手棒、可移除的換能器模組、控制模組和/或圖形用戶介面。在一些實施例中，美容處理系統可以用於美容過程，包括前額提升、脂肪減少、止汗以及頸部皺紋的處理。提供了皮膚收緊、提升以及皺紋與妊娠紋的改善。

【英文】

Embodiments of a dermatological cosmetic treatment and imaging system and method can include use of transducer to simultaneously or substantially simultaneously produce multiple cosmetic treatment zones in tissue. The system can include a hand wand, a removable transducer module, a control module, and/or graphical user interface. In some embodiments, the cosmetic treatment system may be used in cosmetic procedures, including brow lifts, fat reduction, sweat reduction, and treatment of the décolletage. Skin tightening, lifting and amelioration of wrinkles and stretch marks are provided.

申請專利範圍

1、一種用於美容處理的美學成像與處理系統，所述系統包含：

一超音波探頭，其被配置爲用於對焦深處的多個位置處的組織進行超音波成像與超音波處理，所述超音波探頭包含：

一換能器模組，其被配置爲用於耦合至所述超音波探頭，

其中所述換能器模組包含一超音波換能器，所述超音波換能器被配置爲將一超音波治療施加在所述焦深處的所述多個位置處的所述組織，

一第一開關，其可操作地控制一超音波成像功能，以便提供一超音波成像；

一第二開關，其可操作地控制一超音波處理功能，以便提供所述超音波治療；以及

一移動機構，其被配置爲以至少一個序列的各個熱美容處理區域引導一超音波處理；以及

其中所述換能器模組被配置爲可操作地耦合至所述第一開關、所述第二開關和所述移動機構中的至少一個；以及

一控制模組，

其中所述控制模組包含用於控制所述換能器模組的一處理器和一顯示器。

2、根據申請專利範圍第 1 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個位置被佈置爲基本線性序列，位於一美容處理區域內。

3、根據申請專利範圍第 1 項所述的美學成像與處理系統，其中一第一組位置位於一第一美容處理區域內，而一第二組位置位於一第二美容處理區域內，所述第一區域不同於所述第二區域。

4、根據申請專利範圍第 3 項所述的美學成像與處理系統，其中所述第一美容處理區域包含所述第一組位置的基本線性序列，而所述第二美容處理區域包含所述第二組位置的基本線性序列。

5、根據申請專利範圍第 1 項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組被配置爲應用使用振幅調製的超音波處理，由此所述換能器模組的

多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中一第一振幅不同於一第二振幅。

6、根據申請專利範圍第 1 項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此所述換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中一第一相位不同於一第二相位。

7、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組被配置爲：

應用使用振幅調製的超音波治療，由此所述換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中一第一振幅不同於一第二振幅；以及

應用超音波治療相位偏移，由此所述換能器模組的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中一第一相位不同於一第二相位。

8、根據申請專利範圍第 7 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個相位包含離散的相位值。

9、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組包含一壓電材料，並且所述換能器模組的所述多個部分被配置爲回應於施加到所述換能器模組的電場而產生多個對應的壓電材料變化。

10、根據申請專利範圍第 9 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個壓電材料變化包含一材料膨脹和一材料收縮中的至少一個。

11、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組的至少一部分被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療，並且其中由所述換能器模組的所述至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。

12、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述移動機構被配置爲，被編程以在多個各熱美容處理區域之間提供一可變間距。

13、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中一序列的各熱美容處理區域具有從大約 0.01mm 至大約 25mm 範圍內的處理間距。

14、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述第一和第二開關包含用戶可操作的按鈕或鍵。

15、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述第一開關和所述第二開關中的至少一個由所述控制模組啓動。

16、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述處理功能是一面部提升、一前額提升、一下頜提升、一眼部治療、一皺紋減少、一疤痕減少、一燒傷處理、一紋身去除、一皮膚收緊、一靜脈去除、一靜脈減少、一對汗腺的處理、一多汗症的處理、一雀斑去除、一脂肪治療、一陰道年輕化和一痤瘡處理中的至少一個。

17、根據申請專利範圍第 1-6 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述換能器模組被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的所述超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱所述組織，從而引起凝聚。

18、一種多焦點超音波處理系統，所述系統包含：

一控制裝置，其可操作地控制一超音波處理功能，以便提供一超音波處理；以及

一手棒，其被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導一超音波處理，所述手棒包含：

一換能器，其被配置爲將超音波治療應用在一焦深處的一位置處的組織，該位置位於一熱美容處理區域內，

其中所述換能器被進一步配置爲同時在所述焦深處的多個位置處將超音波治療應用於所述組織。

19、一種美學成像與多焦點處理系統，其包含：

一超音波探頭，其包含一超音波換能器，所述超音波換能器被配置爲借助包含振幅調製極化和相位調整的群組中的至少一個，將一超音波治療應用于一焦深處的多個位置處的組織；以及

一控制模組，其耦合至所述超音波探頭，用於控制所述超音波換能器。

20、根據申請專利範圍第 19 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個位置被佈置爲基本線性序列，位於一美容處理區域內。

21、根據申請專利範圍第 19 項所述的美學成像與處理系統，其中一第一組位置位於一第一美容處理區域內，而一第二組位置位於一第二美容處理區域內，所述第一區域不同於所述第二區域。

22、根據申請專利範圍第 21 項所述的美學成像與處理系統，其中所述第一美容處理區域包含所述第一組位置的基本線性序列，而所述第二美容處理區域包含所述第二組位置的基本線性序列。

23、根據申請專利範圍第 19 項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器被配置爲應用使用振幅調製的超音波治療，由此所述超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中一第一振幅不同於一第二振幅。

24、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器被配置爲應用超音波治療相位偏移，由此所述超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中一第一相位不同於一第二相位。

25、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器被配置爲：

應用使用振幅調製的超音波治療，由此所述超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的振幅發射超音波治療，其中一第一振幅不同於一第二振幅；以及

應用超音波治療相位偏移，由此所述超音波換能器的多個部分被配置爲以多個音波強度的相位發射超音波治療，其中一第一相位不同於一第二相位。

26、根據申請專利範圍第 25 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個相位包含離散的相位值。

27、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器包含一壓電材料，並且所述超音波換能器的所述多

個部分被配置爲回應於施加到所述超音波換能器的電場而產生多個對應的壓電材料變化。

28、根據申請專利範圍第 27 項所述的美學成像與處理系統，其中所述多個壓電材料變化包含一壓電材料膨脹和一壓電材料收縮中的至少一個。

29、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器的至少一部分被配置爲以兩個或更多個音波強度的振幅發射超音波治療，並且其中由所述壓電材料的所述至少一部分發射的超音波治療的振幅隨著時間變化。

30、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其還包含一移動機構，所述移動機構被配置爲，被編程以在多個各熱美容處理區域之間提供一可變間距。

31、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中一序列的各熱美容處理區域具有在大約 0.01mm 至大約 25mm 範圍內的一處理間距。

32、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波處理是一面部提升、一前額提升、一下頜提升、一眼部處理、一皺紋減少、一疤痕減少、一燒傷處理、一紋身去除、一皮膚收緊、一靜脈去除、一靜脈減少、一對汗腺的處理、一多汗症的處理、一雀斑去除、一脂肪處理、一陰道年輕化和一痤瘡處理中的至少一個。

33、根據申請專利範圍第 19-23 項中任一項所述的美學成像與處理系統，其中所述超音波換能器被配置爲提供範圍在大約 1W 至大約 100W 之間且頻率爲大約 1MHz 至大約 10MHz 的所述超音波治療的音波功率，從而以熱方式加熱所述組織，從而引起凝聚。

34、一種處理系統，所述系統包含：

一控制裝置，其可操作地控制一超音波處理功能，以便提供一超音波處理；以及

一手棒，其被配置爲以一序列的各熱美容處理區域引導超音波治療，所述手棒包含：

一換能器，其被配置爲將超音波治療應用于在一焦深處的一位置處的組織。

35、一種用於執行不由醫生執行的美容過程的無創方法，所述方法包含：

將一換能器模組與一超音波探頭耦合；

其中所述換能器模組包含一超音波換能器，其被配置爲借助包含一振幅調製極化和一相位偏移的群組中的至少一個，將超音波治療應用于一焦深處的多個位置處的組織，

其中所述超音波探頭包含一第一開關，以控制聲成像；

其中所述超音波探頭包含一第二開關，以控制聲處理，用於引起多個各美容治療區域；

其中所述超音波探頭包含一移動機構，以在所述各美容治療區域之間提供期望的間距；

使所述換能器模組與一物件的一皮膚表面接觸；

啓動所述超音波探頭上的所述第一開關，從而通過所述換能器模組對所述皮膚表面之下的區域進行聲成像；以及

啓動所述超音波探頭上的所述第二開關，從而通過所述換能器模組以期望序列的各美容處理區域對所述皮膚表面之下的區域進行聲處理，其中該序列由所述移動機構控制。

36、根據申請專利範圍第 1-6 項、第 19-23 項和第 34 項中任一項所述的美學成像與處理系統用於皮膚的無創美容處理。

圖式

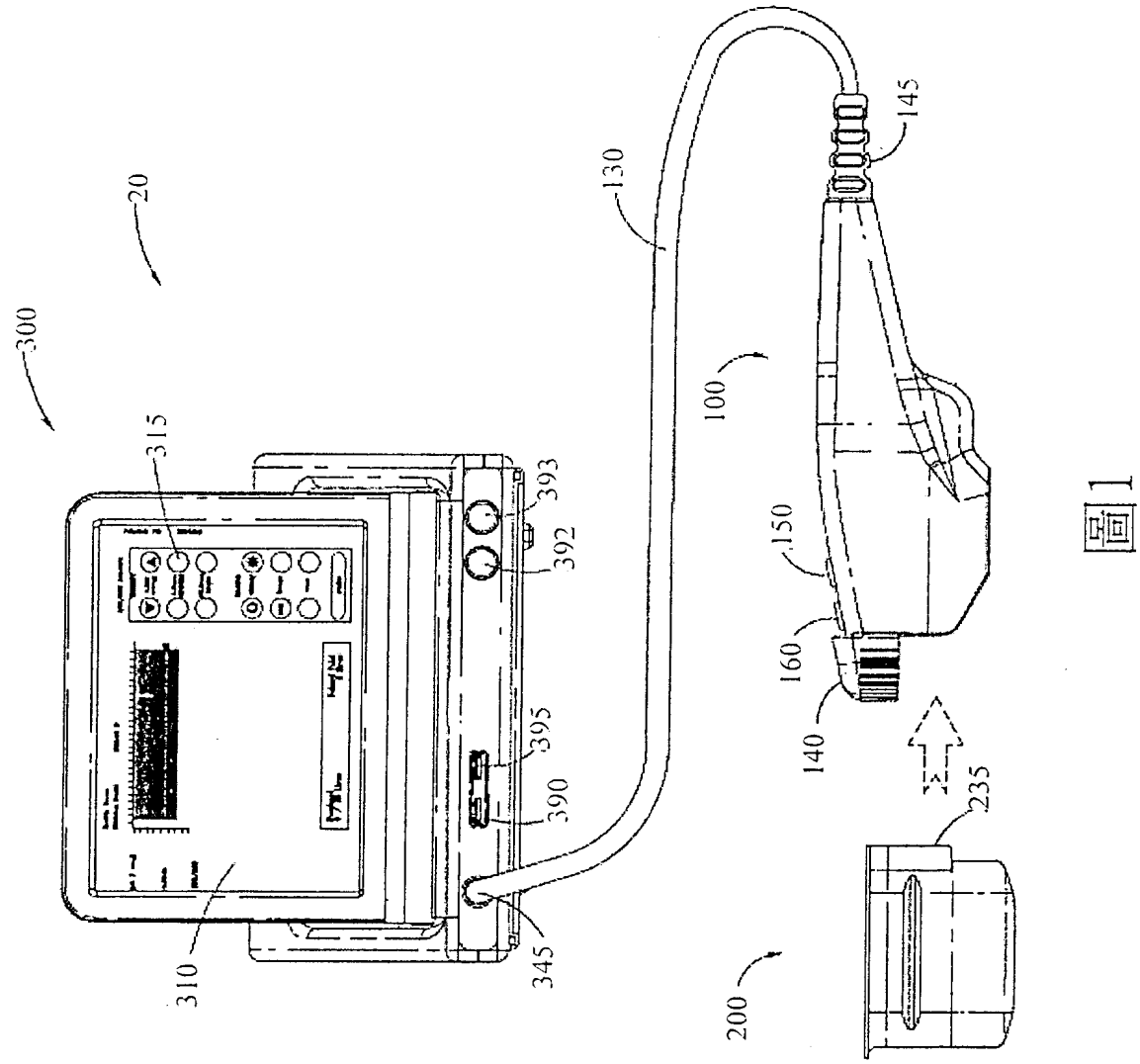

20
300
315
310
393
392
395
390
345
130
145
100
150
160
140
235
200

圖1

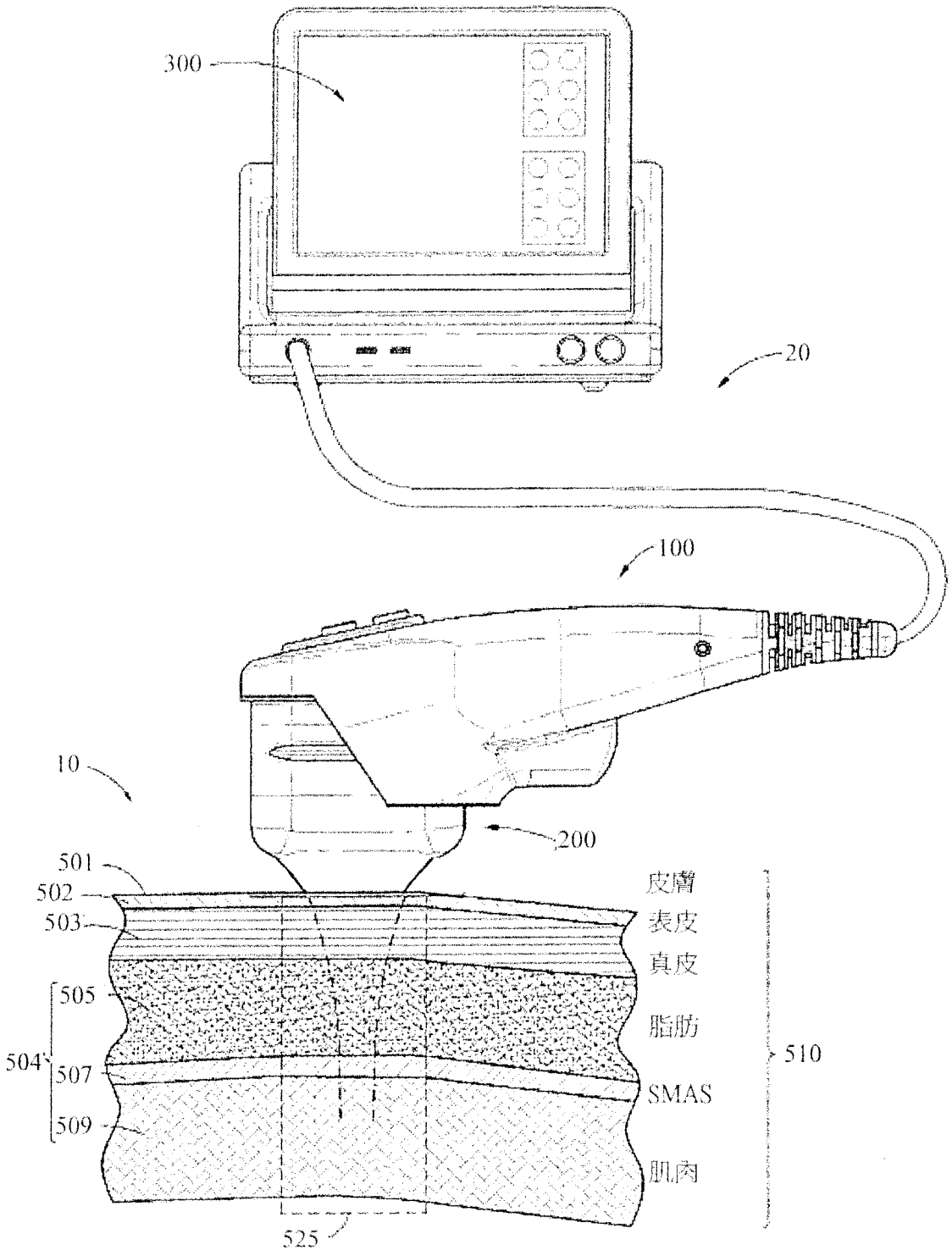

300
20
100
10
200
501
502
503
505
504
507
509
525
皮膚
表皮
真皮
脂肪
SMAS
肌肉
510

圖2

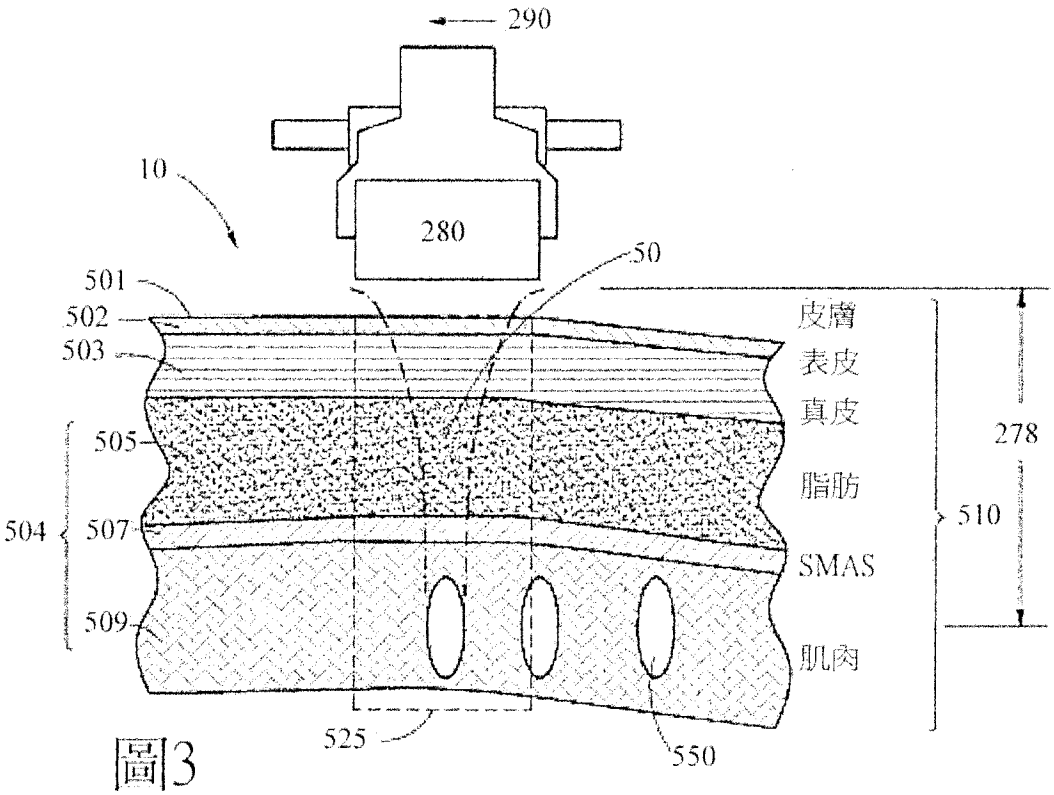

290
10
280
50
501
502
503
505
504
507
509
皮膚
表皮
真皮
脂肪
SMAS
肌肉
278
510
525
550

圖3

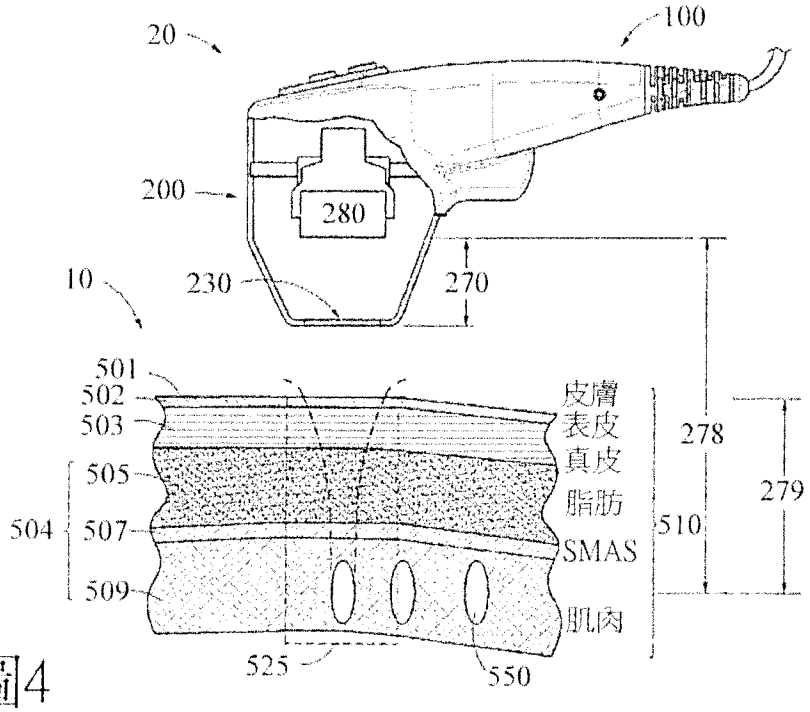

20
100
200
280
230
270
10
501
502
503
505
504
507
509
皮膚
表皮
真皮
脂肪
SMAS
肌肉
278
279
510
525
550

圖4

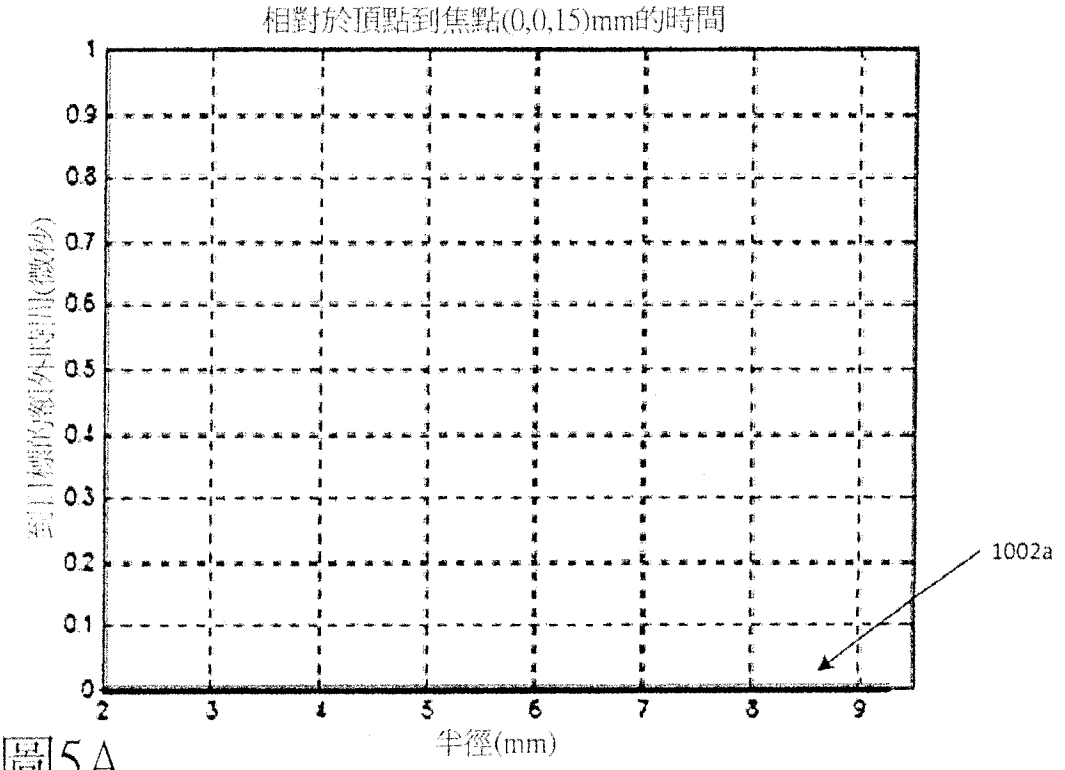

相對於頂點到焦點(0,0,15)mm的時間
到目標的額外時間(微秒)
半徑(mm)
1002a

圖5A

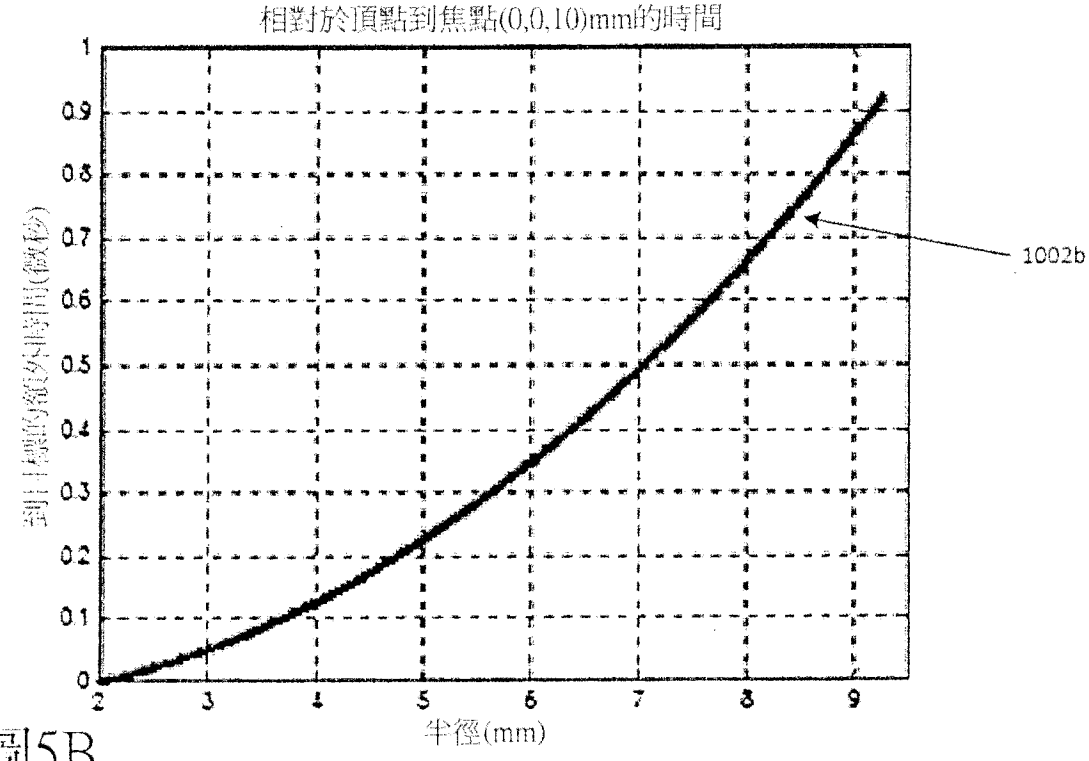

相對於頂點到焦點(0,0,10)mm的時間
到目標的額外時間(微秒)
半徑(mm)
1002b

圖5B

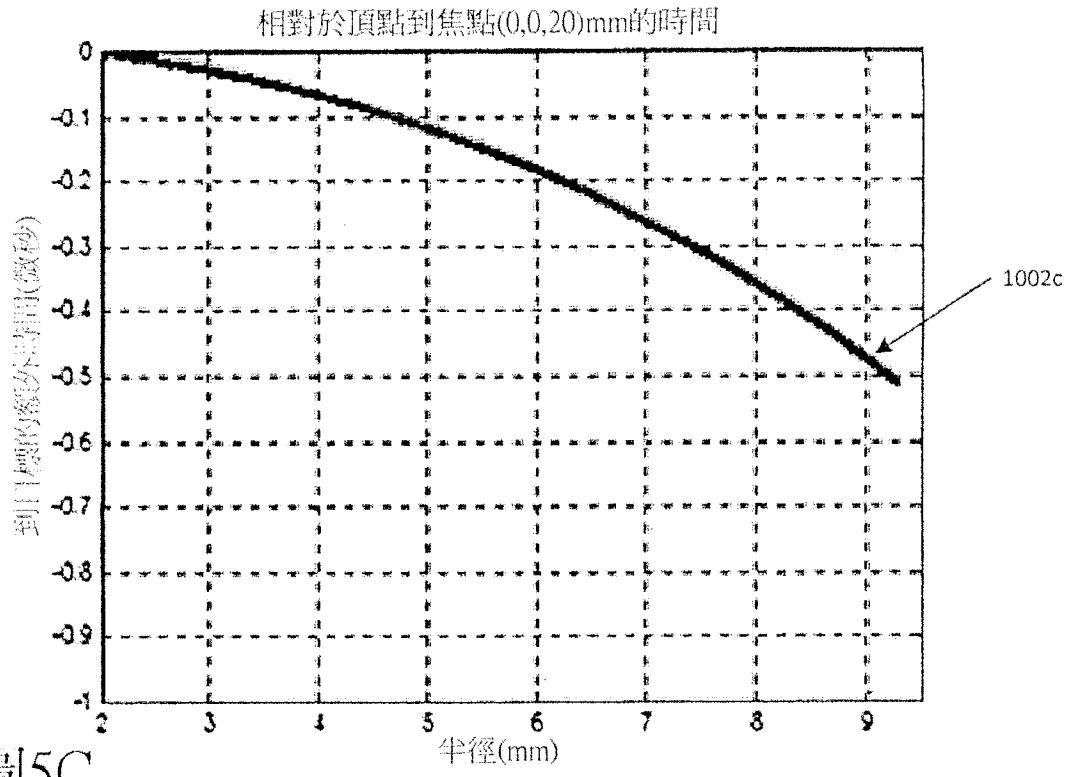

相對於頂點到焦點(0,0,20)mm的時間
到目標的經過時間(微秒)
半徑(mm)
1002c

圖5C

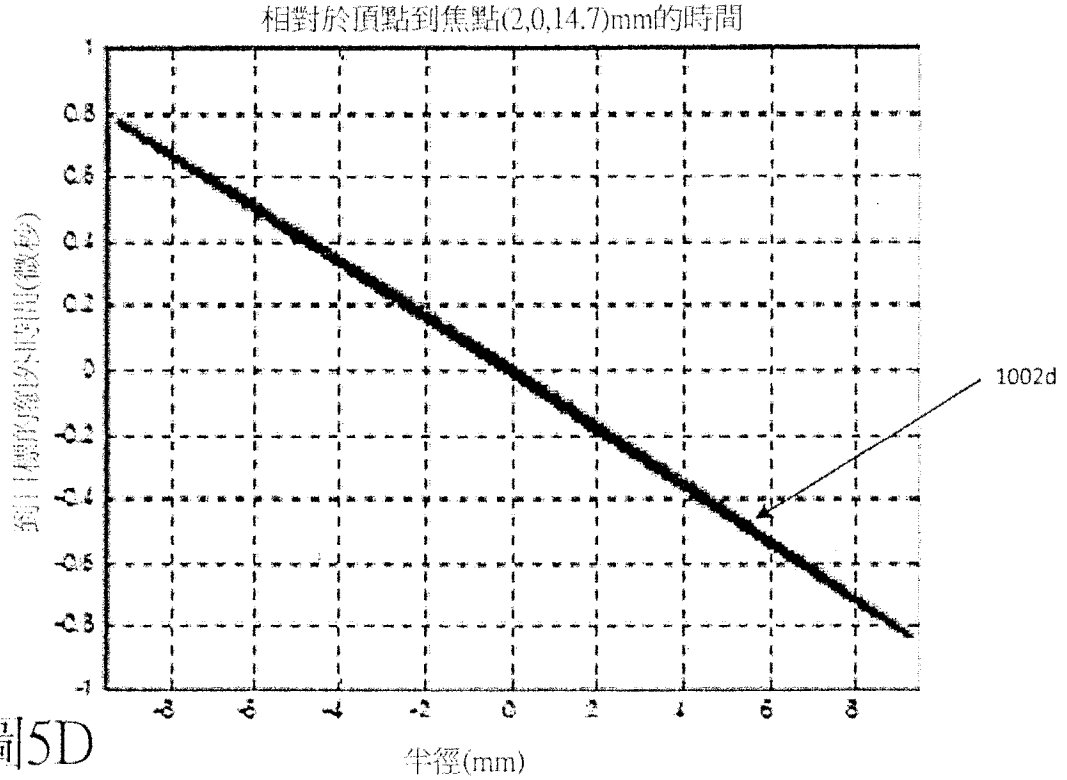

相對於頂點到焦點(2,0,14.7)mm的時間
到目標的經過時間(微秒)
半徑(mm)
1002d

圖5D

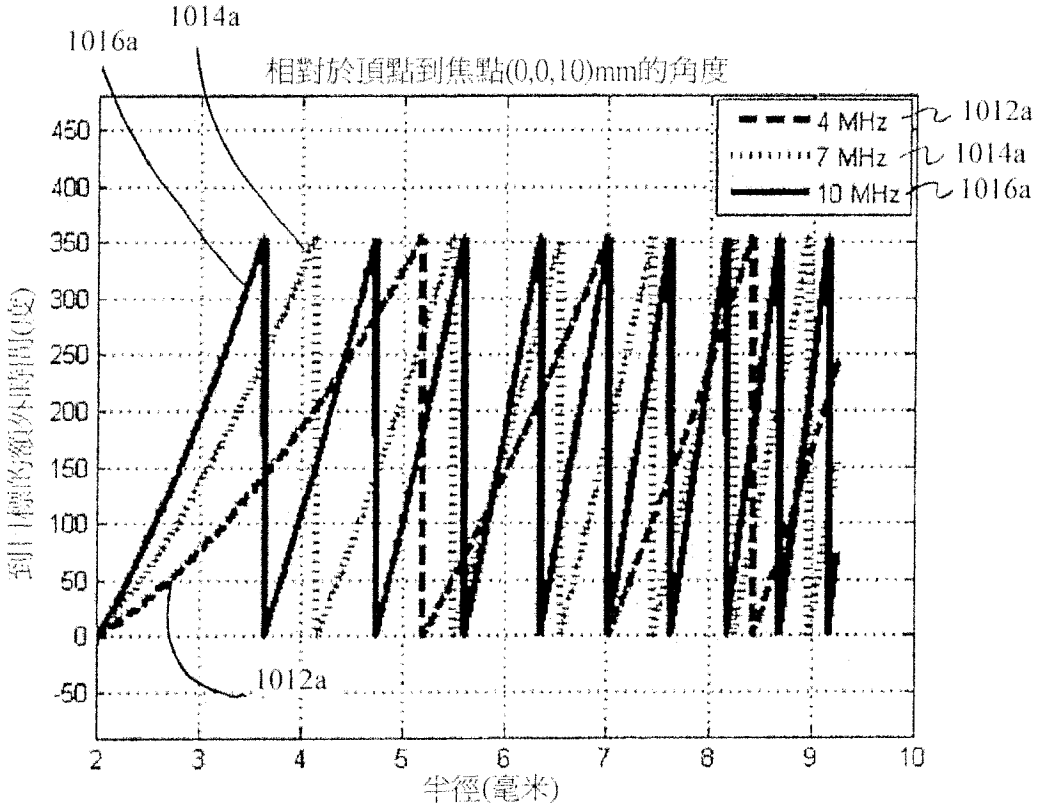

1016a
1014a
相對於頂點到焦點(0,0,10)mm的角度
4 MHz
7 MHz
10 MHz
1012a
1014a
1016a
到目標的額外時間(ps)
半徑(毫米)
1012a

圖6A

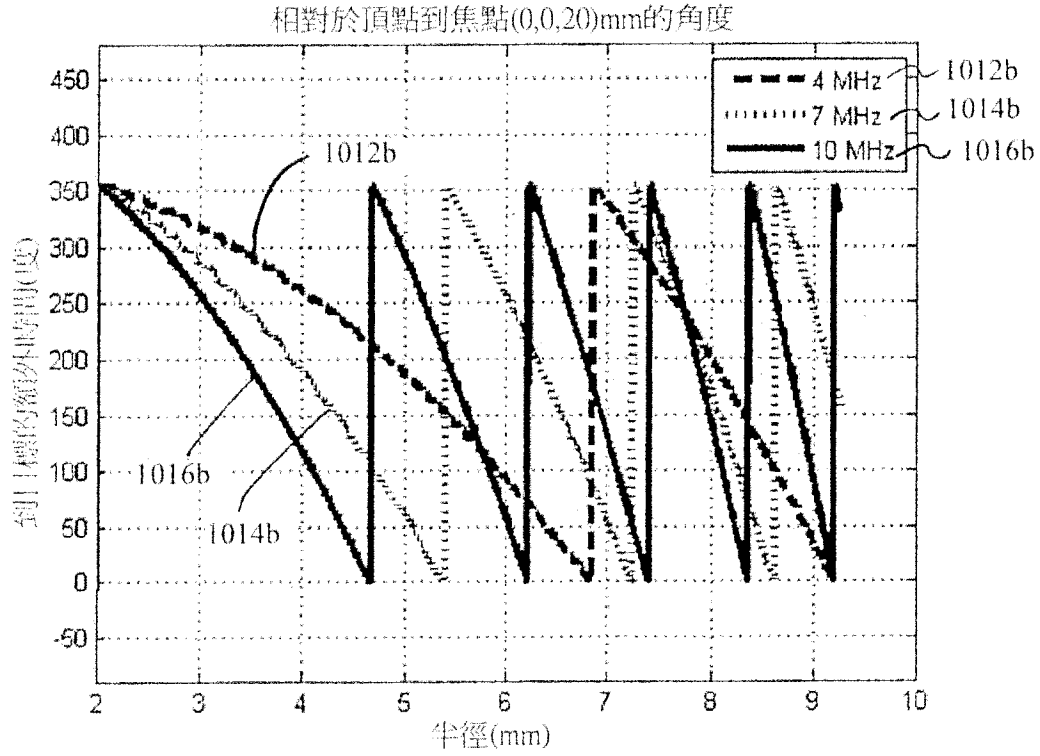

相對於頂點到焦點(0,0,20)mm的角度
4 MHz
7 MHz
10 MHz
1012b
1014b
1016b
到目標的額外時間(ps)
半徑(mm)
1012b
1016b
1014b

圖6B

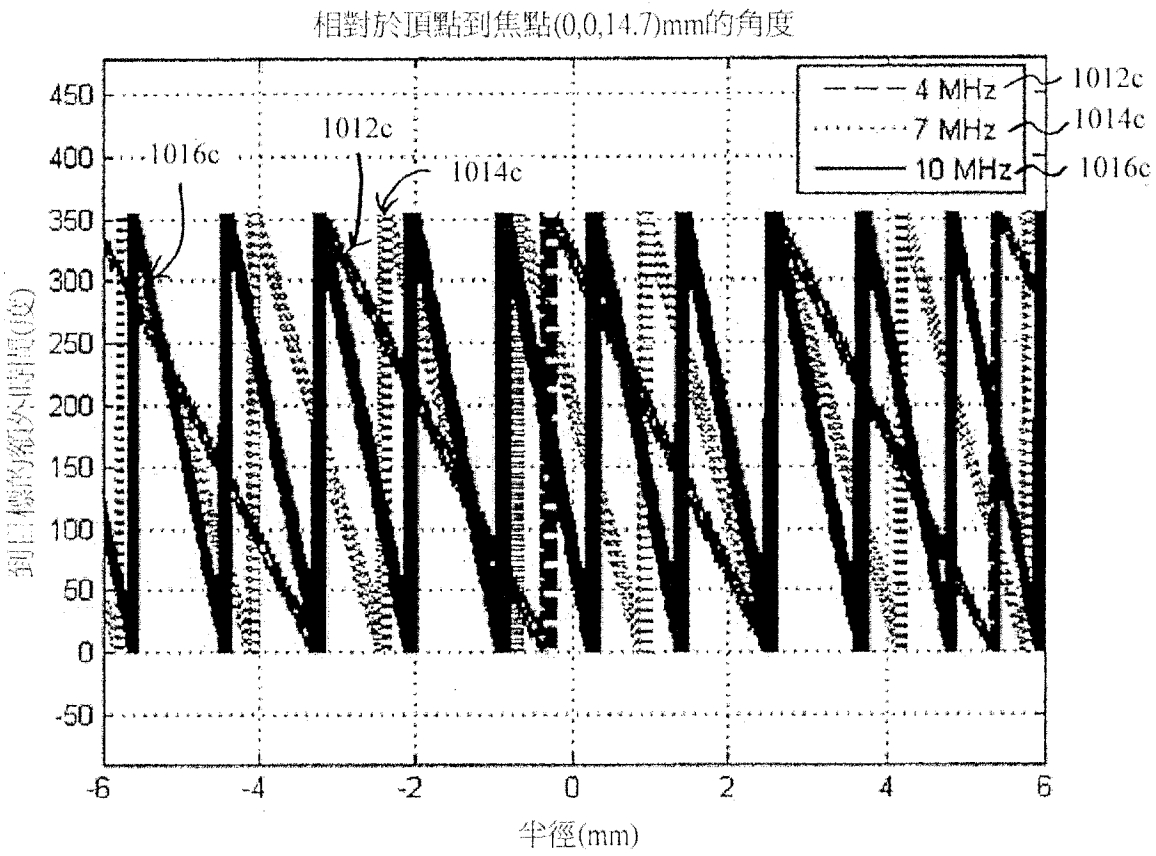

相對於頂點到焦點(0,0,14.7)mm的角度
4 MHz
7 MHz
10 MHz
1012c
1014c
1016c
1012c
1014c
1016c
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
-50
-6
-4
-2
0
2
4
6
半徑(mm)

圖6C

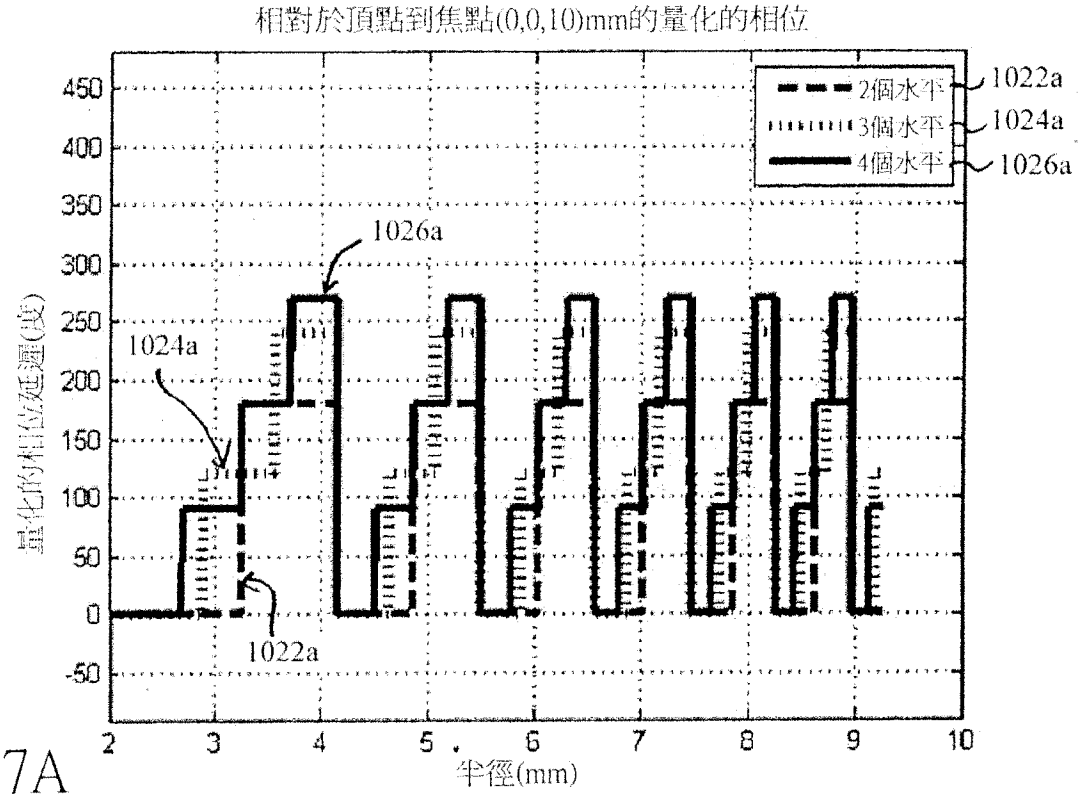

相對於頂點到焦點(0,0,10)mm的量化的相位
2個水平
3個水平
4個水平
1022a
1024a
1026a
量化的相位延遲(度)
半徑(mm)

圖7A

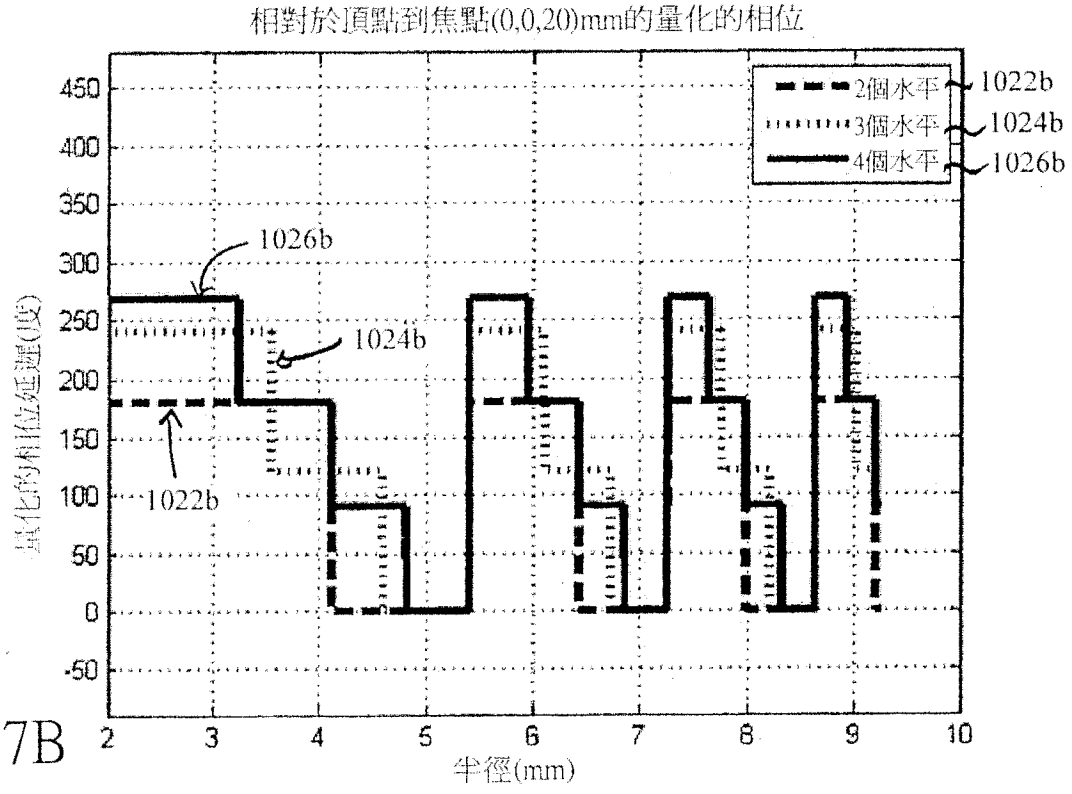

相對於頂點到焦點(0,0,20)mm的量化的相位
2個水平
3個水平
4個水平
1022b
1024b
1026b
量化的相位延遲(度)
半徑(mm)

圖7B

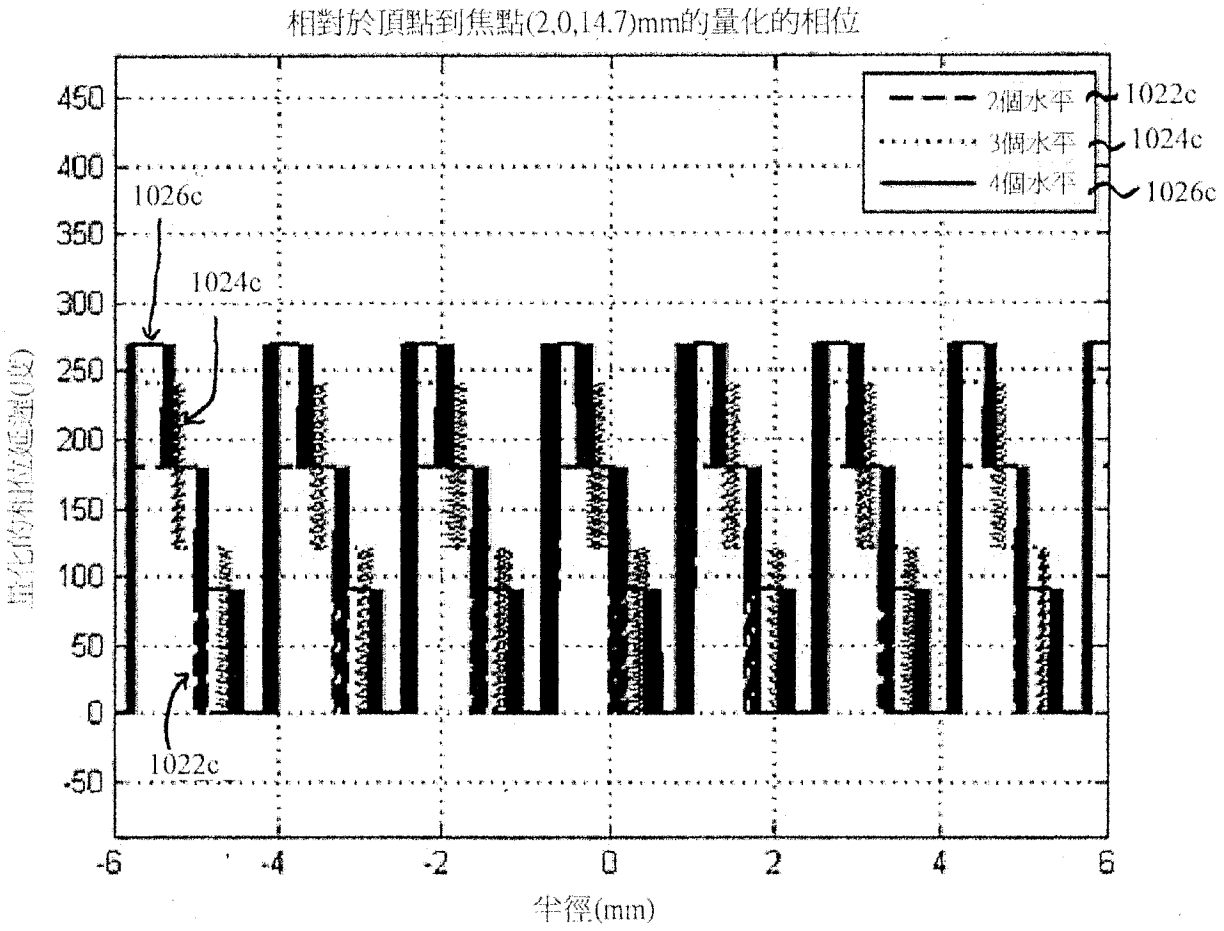

相對於頂點到焦點(2,0,14.7)mm的量化的相位
2個水平
3個水平
4個水平
1022c
1024c
1026c
1026c
1024c
1022c
量化的相位延遲(度)
半徑(mm)
450
400
350
300
250
200
150
100
50
0
-50
-6
-4
-2
0
2
4
6

圖7C

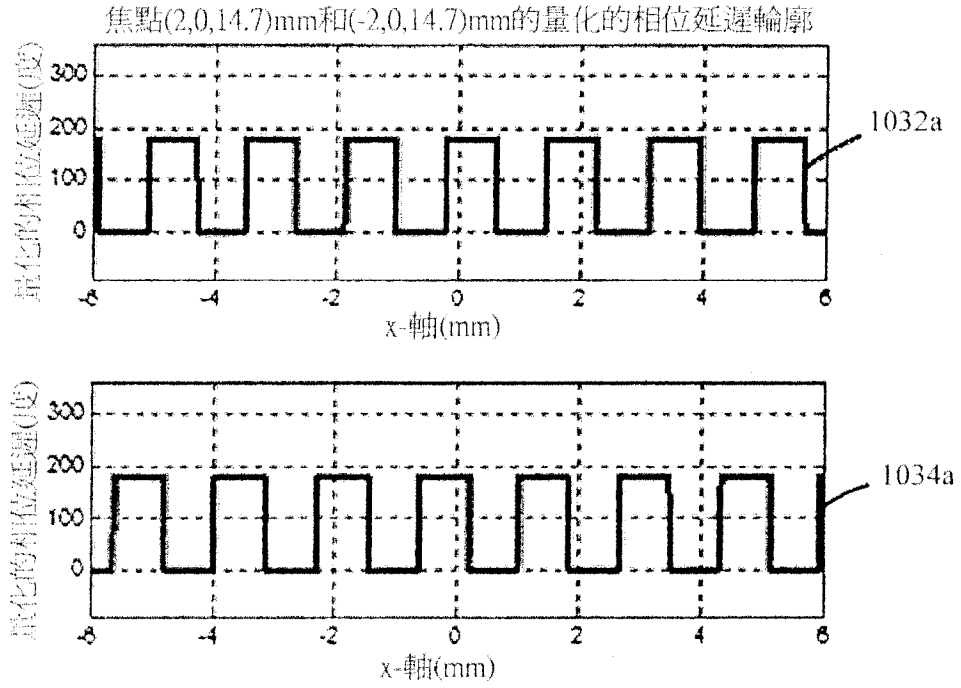

焦點(2,0,14.7)mm和(-2,0,14.7)mm的量化的相位延遲輪廓
量化的相位延遲(度)
300
200
100
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
x-軸(mm)
1032a
量化的相位延遲(度)
300
200
100
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
x-軸(mm)
1034a

圖8A

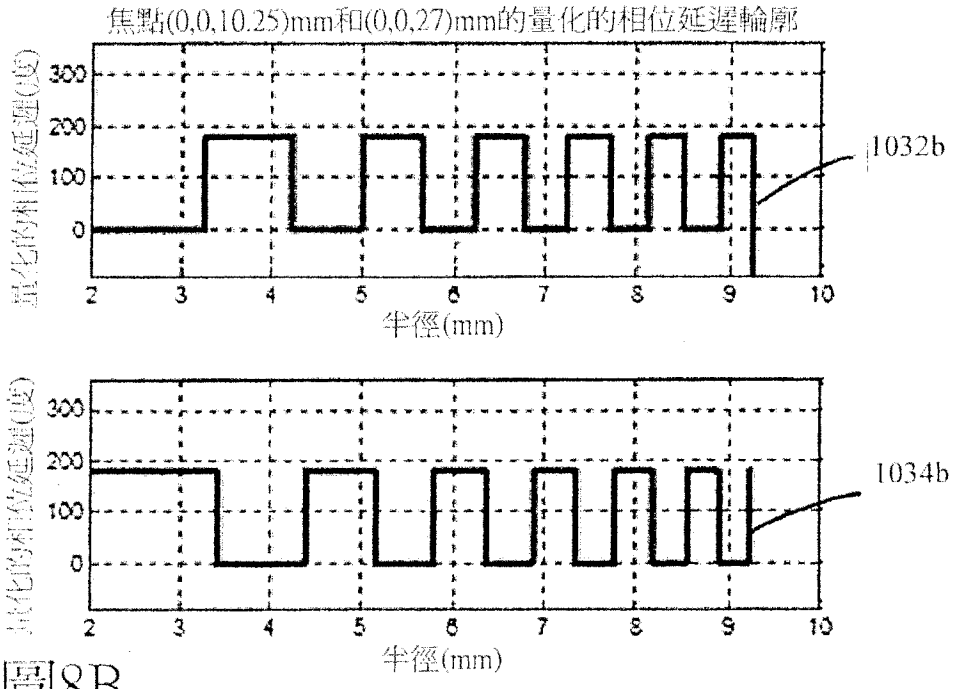

焦點(0,0,10.25)mm和(0,0,27)mm的量化的相位延遲輪廓
量化的相位延遲(度)
300
200
100
0
2
3
4
5
6
7
8
9
10
半徑(mm)
1032b
量化的相位延遲(度)
300
200
100
0
2
3
4
5
6
7
8
9
10
半徑(mm)
1034b

圖8B

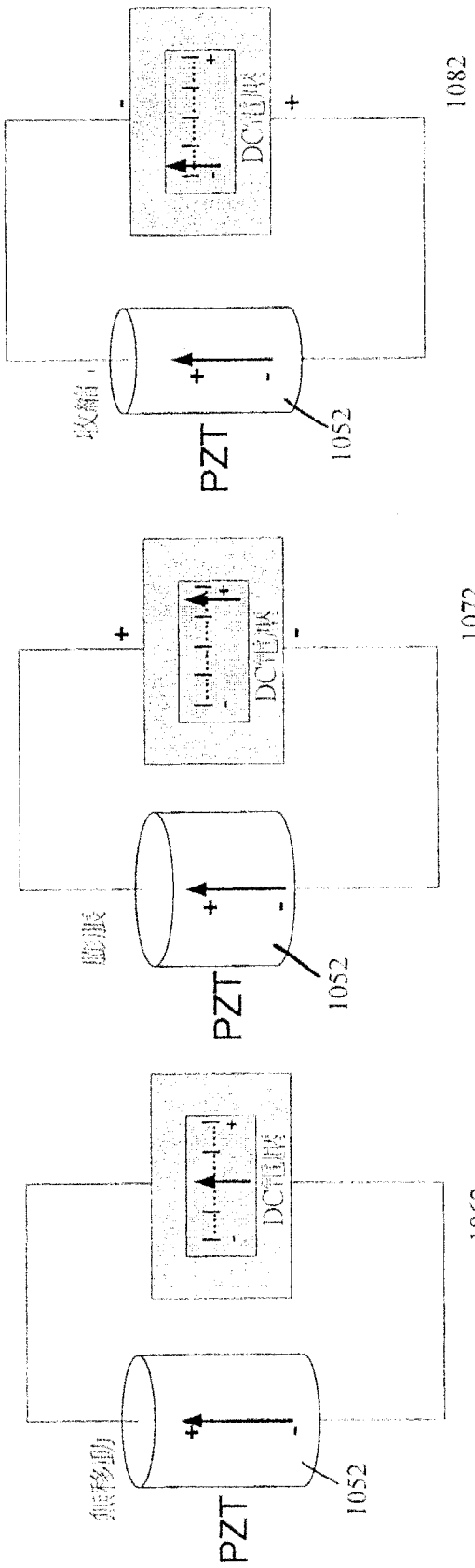


圖9

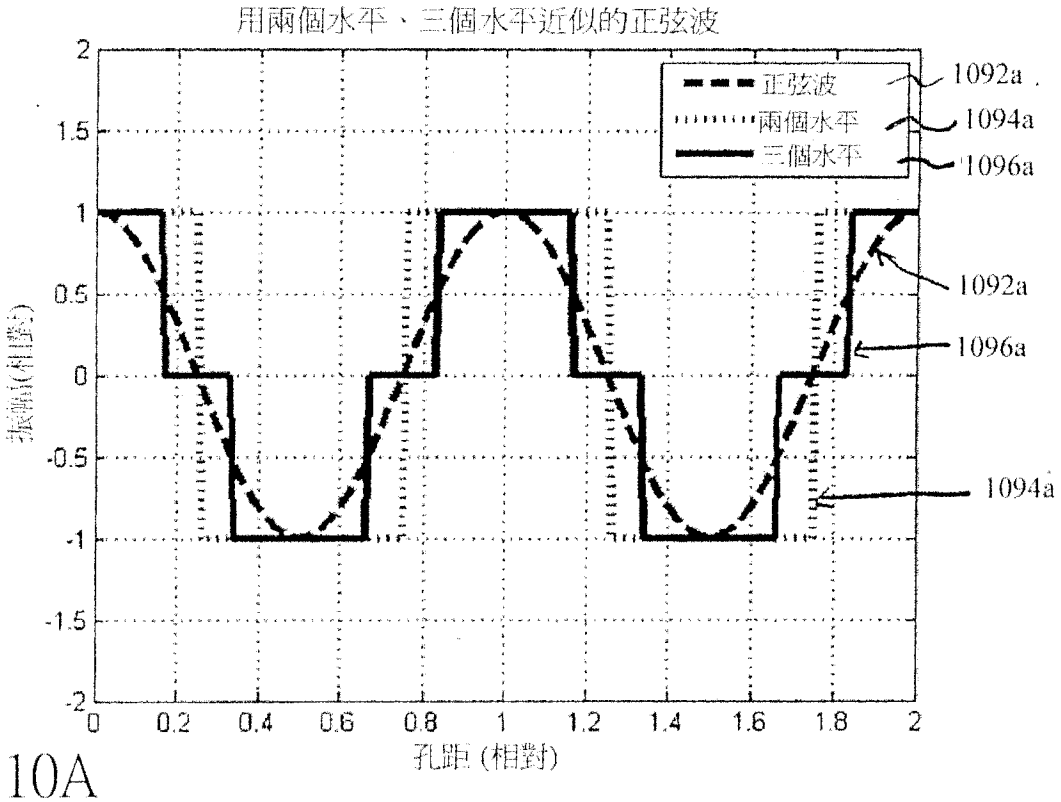

用兩個水平、三個水平近似的正弦波
正弦波
兩個水平
三個水平
1092a
1094a
1096a
1092a
1096a
1094a
振幅(相對)
孔距 (相對)

圖10A

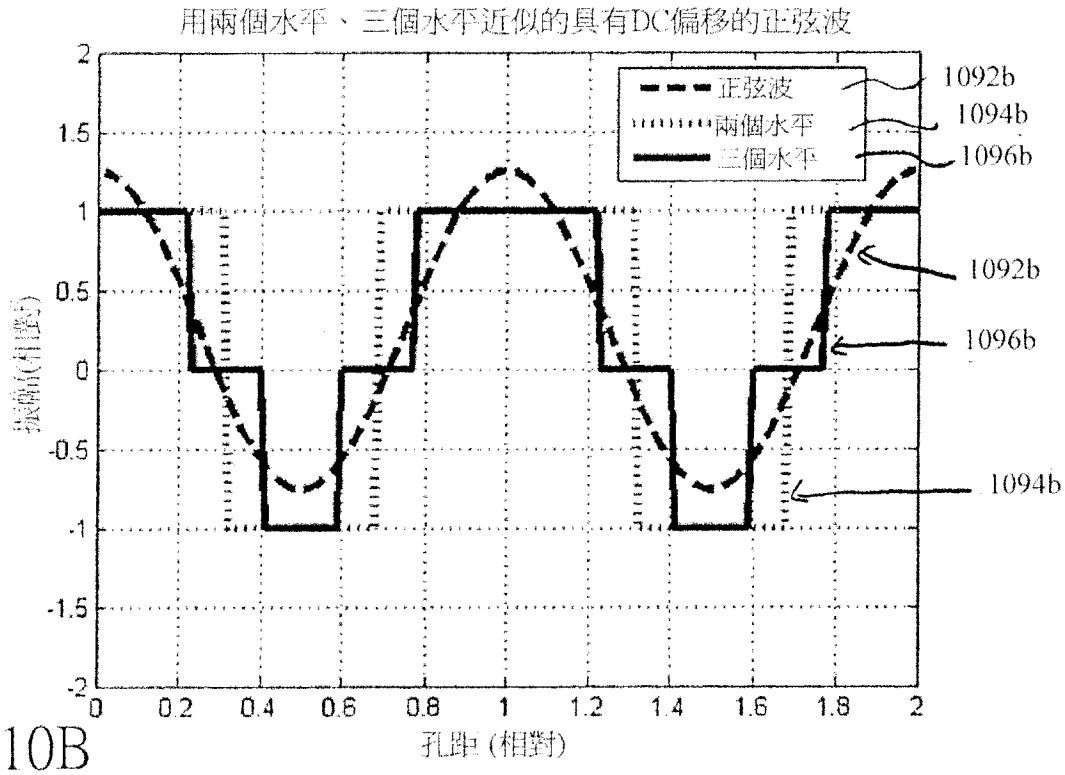

用兩個水平、三個水平近似的具有DC偏移的正弦波
正弦波
兩個水平
三個水平
1092b
1094b
1096b
1092b
1096b
1094b
振幅(相對)
孔距 (相對)

圖10B

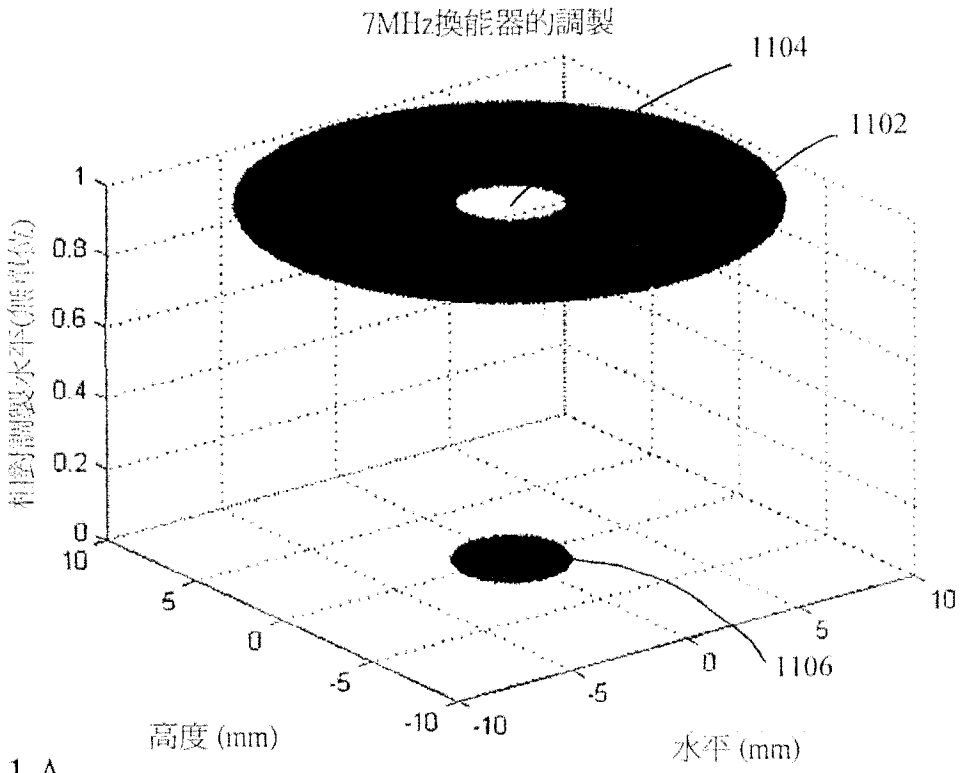

7MHz換能器的調製
1104
1102
1106
相對調製水平(無單位)
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
10
5
0
-5
-10
高度 (mm)
水平 (mm)

圖11A

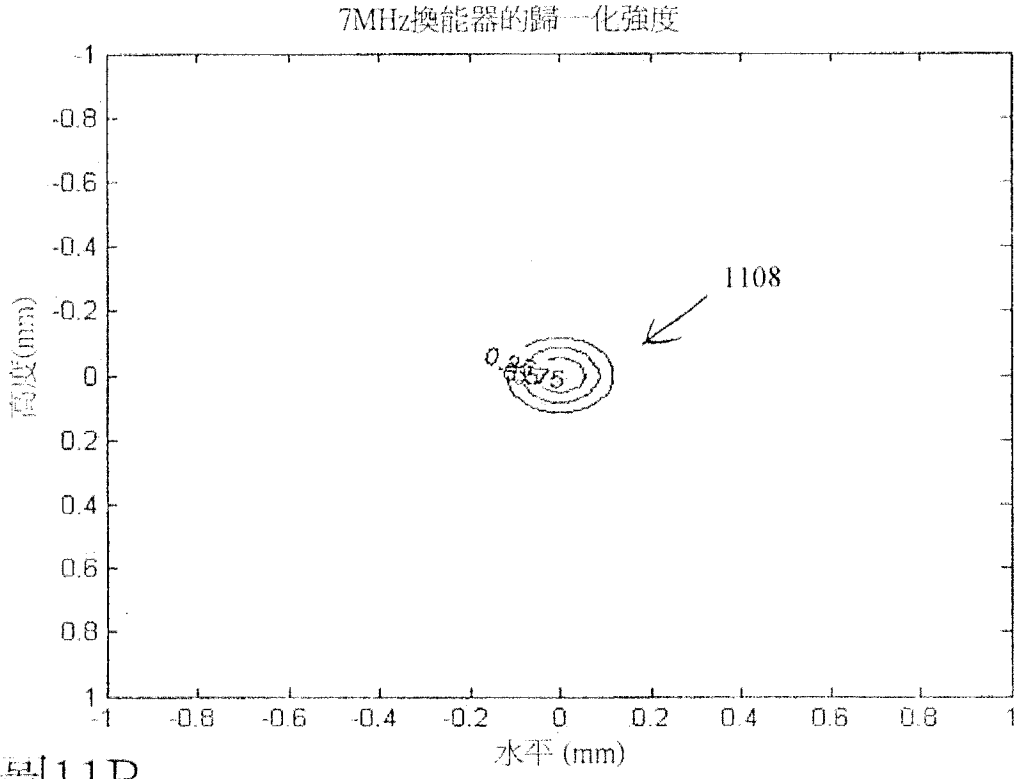

7MHz換能器的歸一化強度
1108
高度(mm)
水平 (mm)
-1
-0.8
-0.6
-0.4
-0.2
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1

圖11B

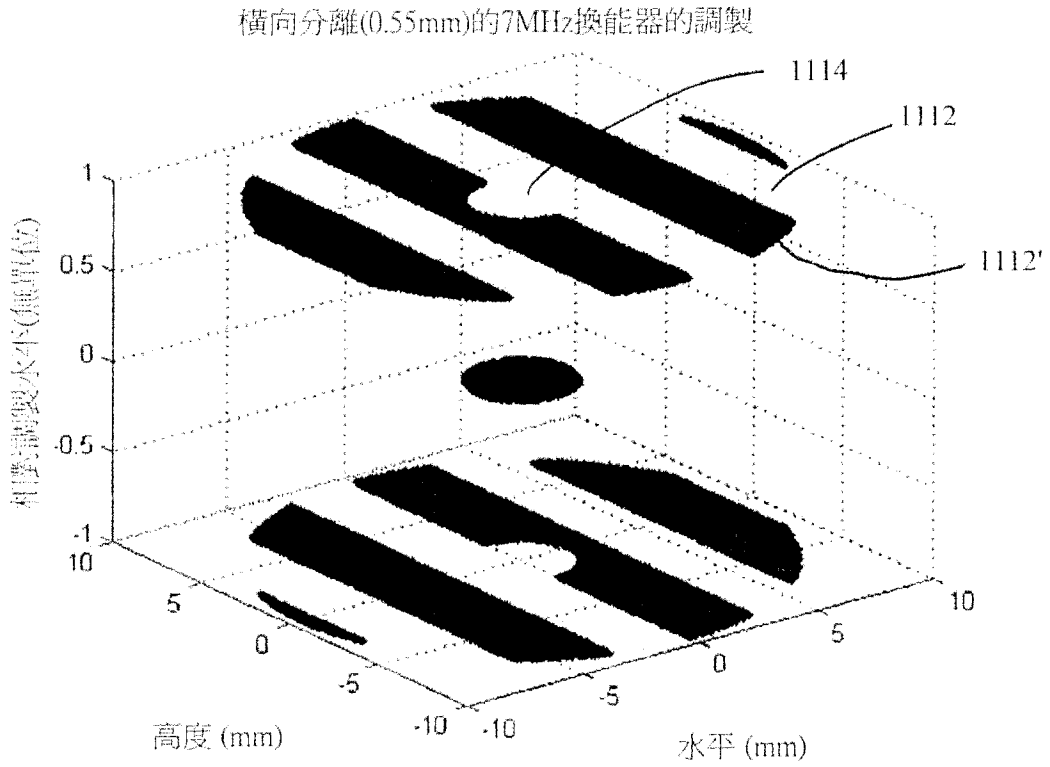

橫向分離(0.55mm)的7MHz換能器的調製
1114
1112
1112'
1
0.5
0
-0.5
-1
10
5
0
-5
-10
-10
-5
0
5
10
高度 (mm)
水平 (mm)

圖11C

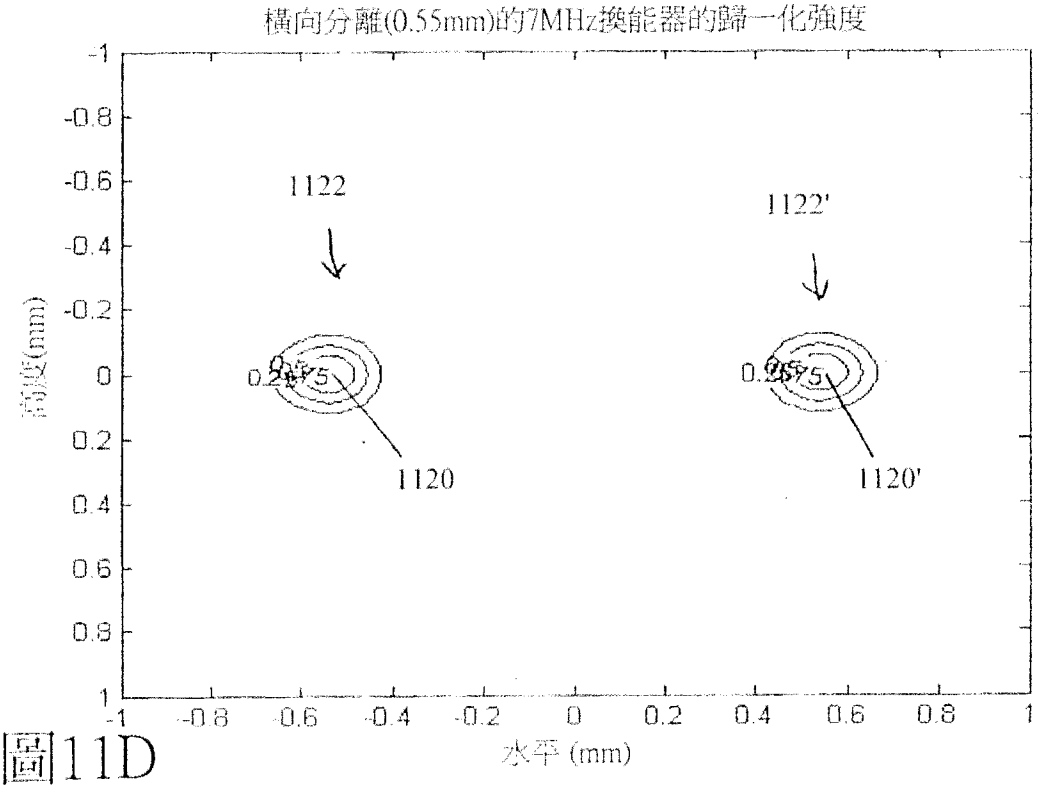

橫向分離(0.55mm)的7MHz換能器的歸一化強度
1122
1122'
0.25
0.75
1120
1120'
高度(mm)
水平 (mm)
-1
-0.8
-0.6
-0.4
-0.2
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1

圖11D

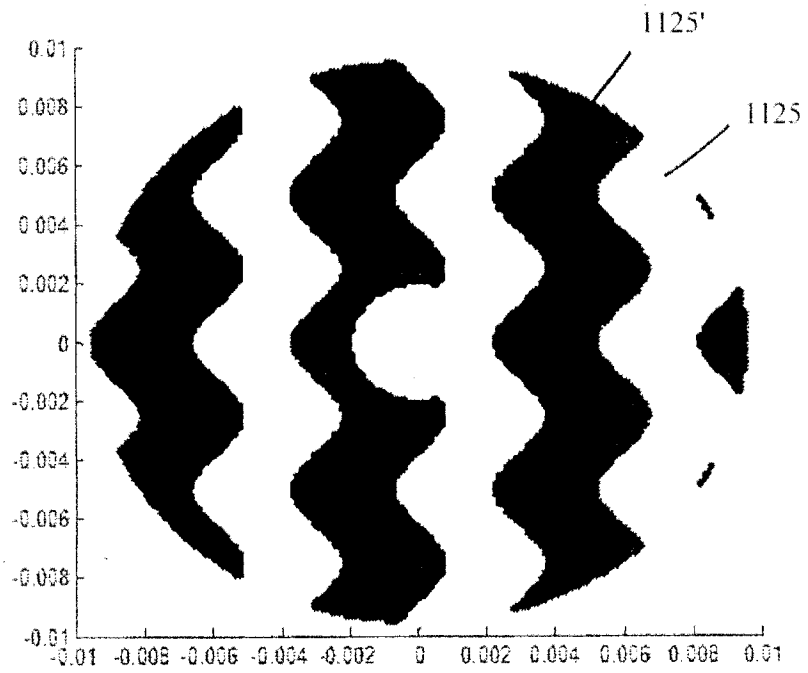

1125'
1125
0.01
0.008
0.006
0.004
0.002
0
-0.002
-0.004
-0.006
-0.008
-0.01
-0.01 -0.008 -0.006 -0.004 -0.002 0 0.002 0.004 0.006 0.008 0.01

圖11E

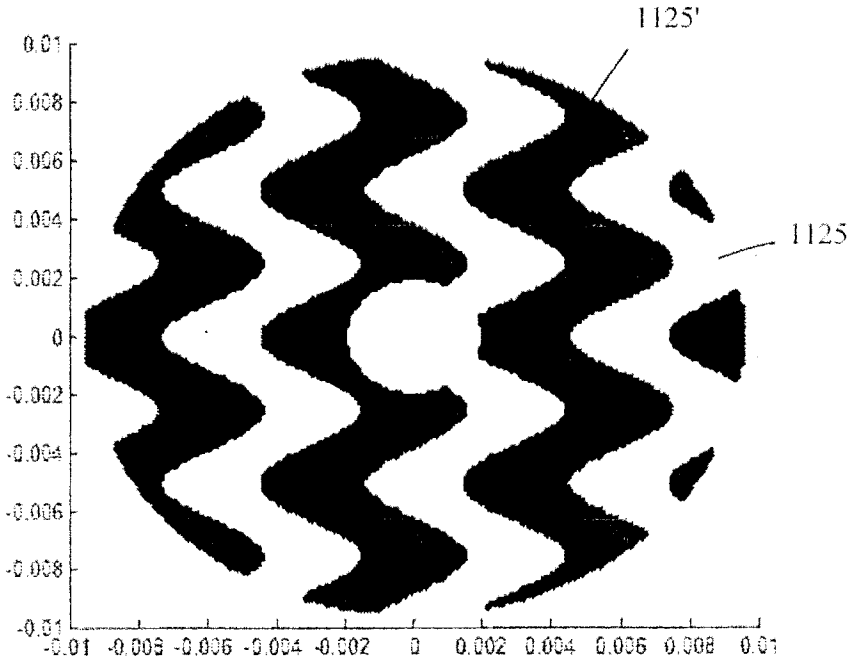

1125'
1125
0.01
0.008
0.006
0.004
0.002
0
-0.002
-0.004
-0.006
-0.008
-0.01
-0.01 -0.008 -0.006 -0.004 -0.002 0 0.002 0.004 0.006 0.008 0.01

圖11F

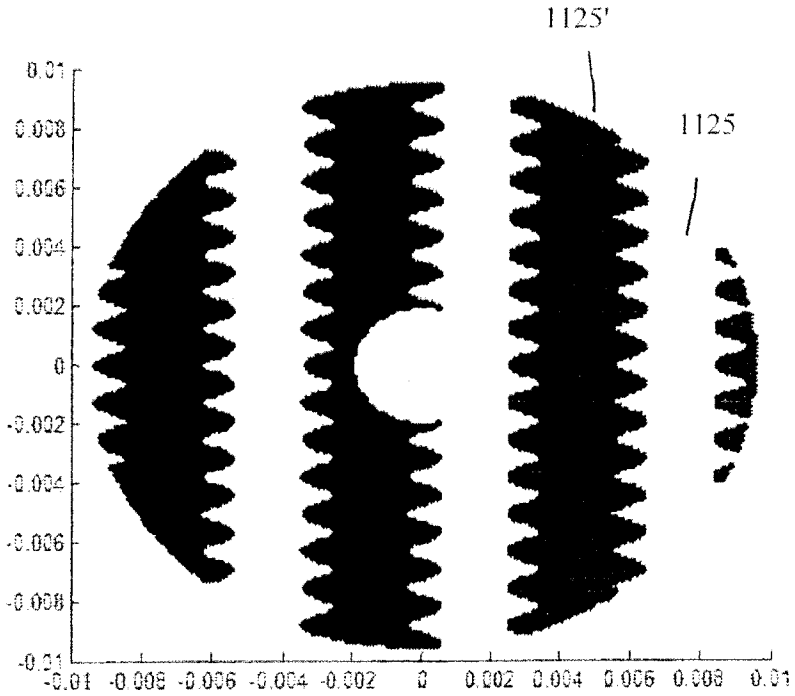

1125'
1125
0.01
0.008
0.006
0.004
0.002
0
-0.002
-0.004
-0.006
-0.008
-0.01
-0.01 -0.008 -0.006 -0.004 -0.002 0 0.002 0.004 0.006 0.008 0.01

圖11G

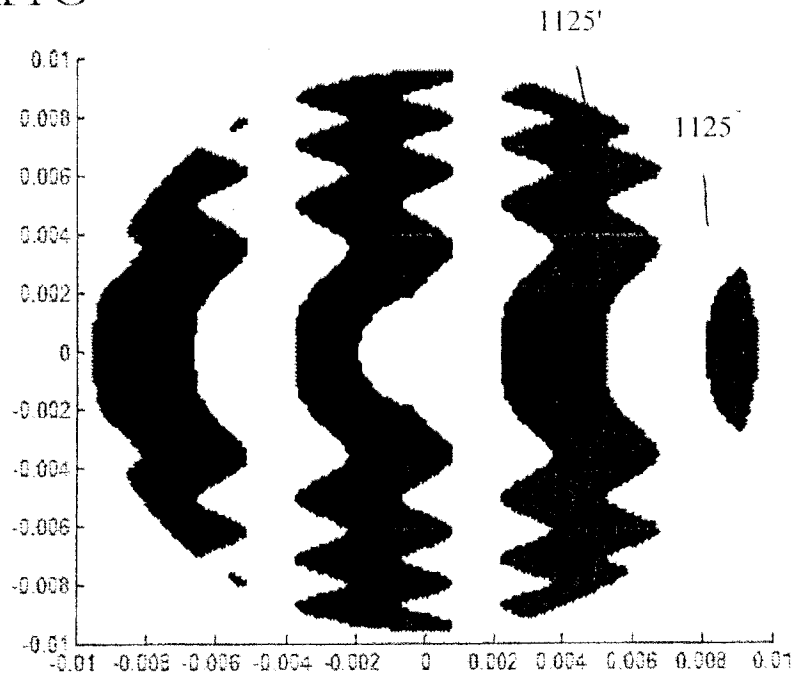

1125'
1125
0.01
0.008
0.006
0.004
0.002
0
-0.002
-0.004
-0.006
-0.008
-0.01
-0.01 -0.008 -0.006 -0.004 -0.002 0 0.002 0.004 0.006 0.008 0.01

圖11H

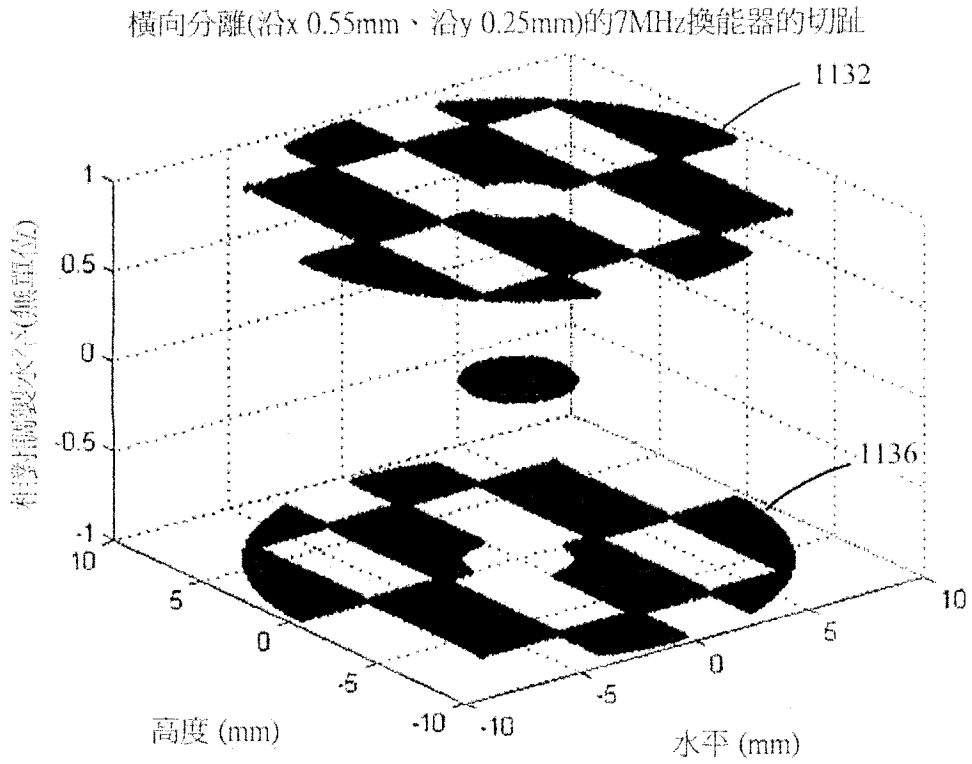

橫向分離(沿x 0.55mm、沿y 0.25mm)的7MHz換能器的切趾
1132
1136
1
0.5
0
-0.5
-1
10
5
0
-5
-10
-10
-5
0
5
10
高度 (mm)
水平 (mm)

圖12A

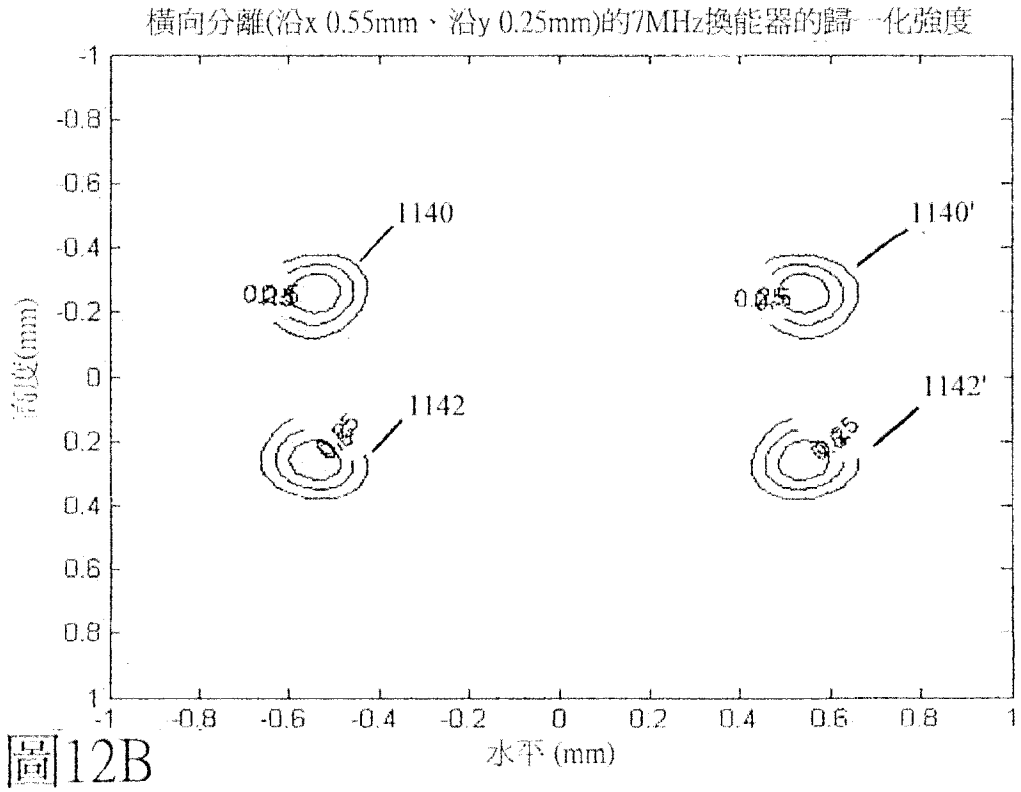

橫向分離(沿x 0.55mm、沿y 0.25mm)的7MHz換能器的歸一化強度
1140
1140'
1142
1142'
0.85
-1
-0.8
-0.6
-0.4
-0.2
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
高度(mm)
水平 (mm)

圖12B

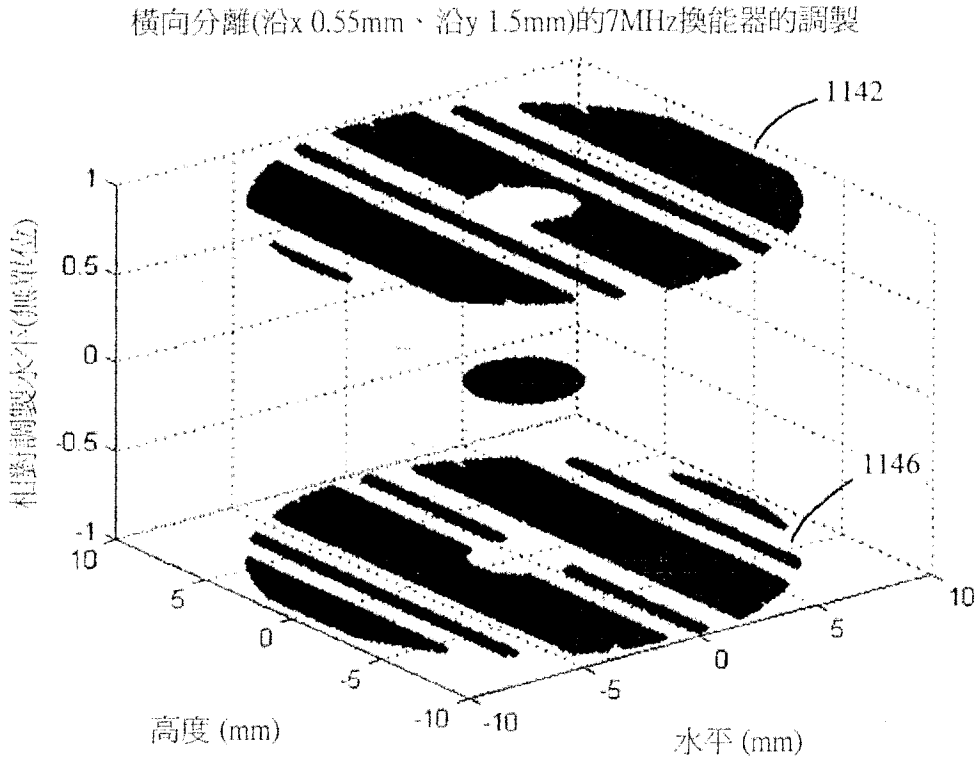

橫向分離(沿x 0.55mm、沿y 1.5mm)的7MHz換能器的調製
1142
1146
相對調製水平(無單位)
1
0.5
0
-0.5
-1
10
5
0
-5
-10
高度 (mm)
水平 (mm)

圖12C

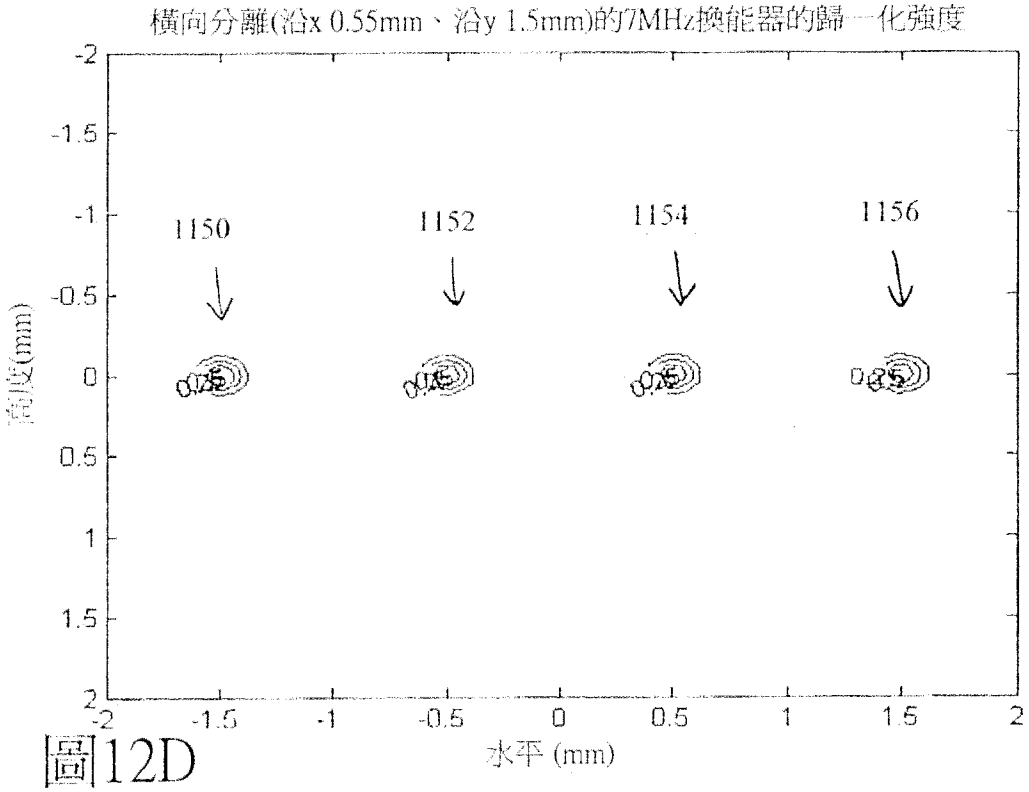

橫向分離(沿x 0.55mm、沿y 1.5mm)的7MHz換能器的歸一化強度
1150
1152
1154
1156
深度(mm)
水平 (mm)

圖12D

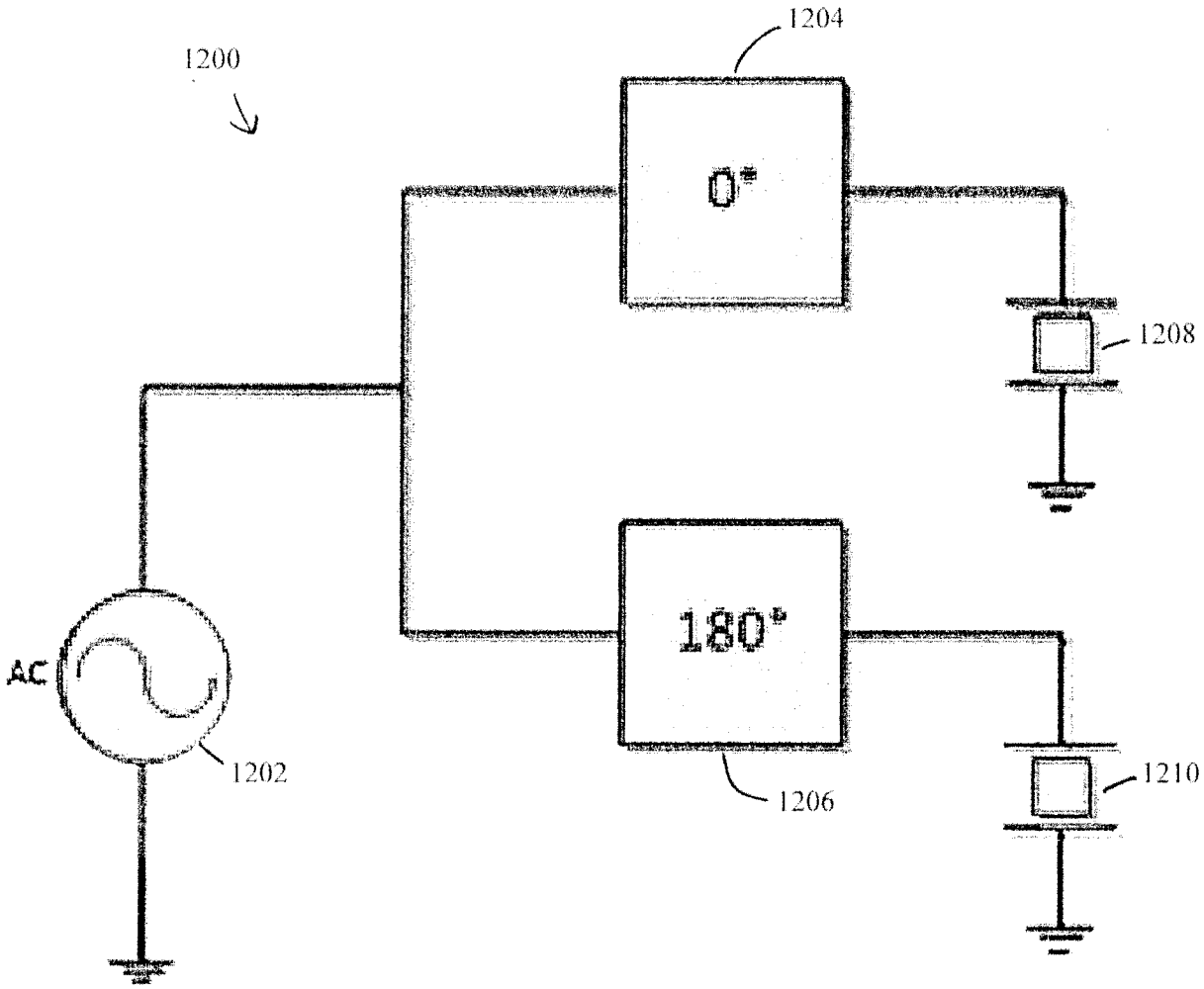


圖13

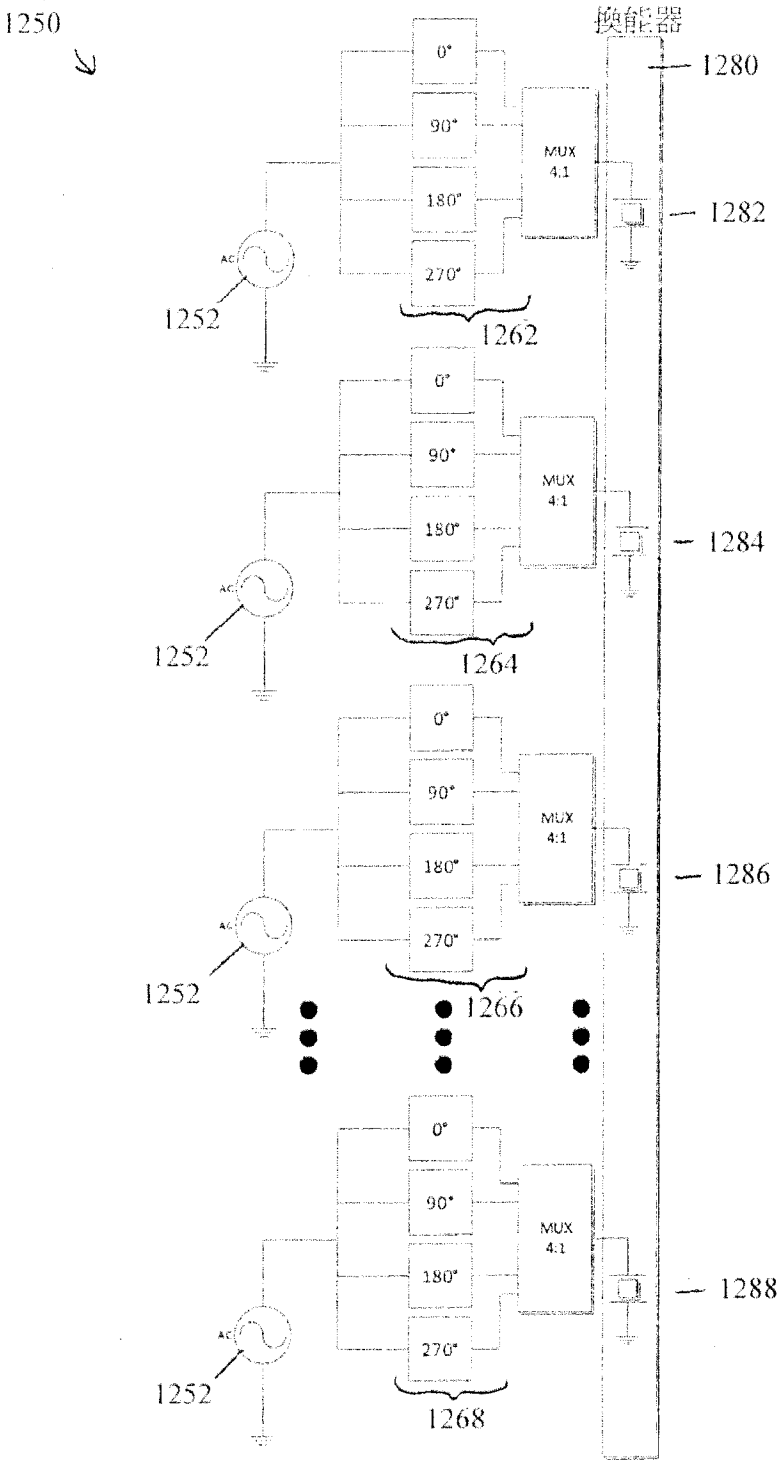

1250
換能器
1280
1282
1284
1286
1288
0°
90°
180°
270°
MUX
4:1
1252
1262
1264
1266
1268

圖14

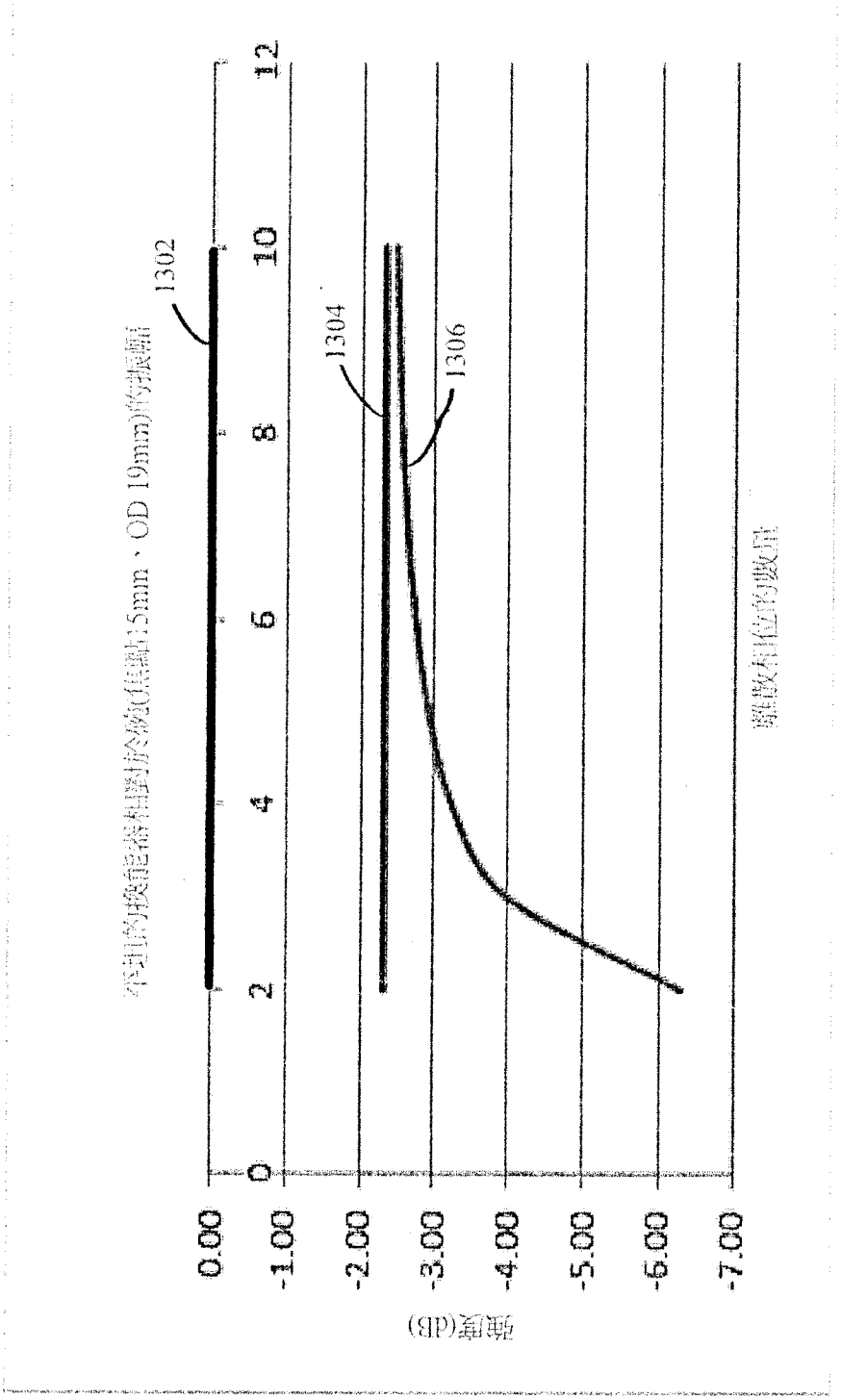


圖15

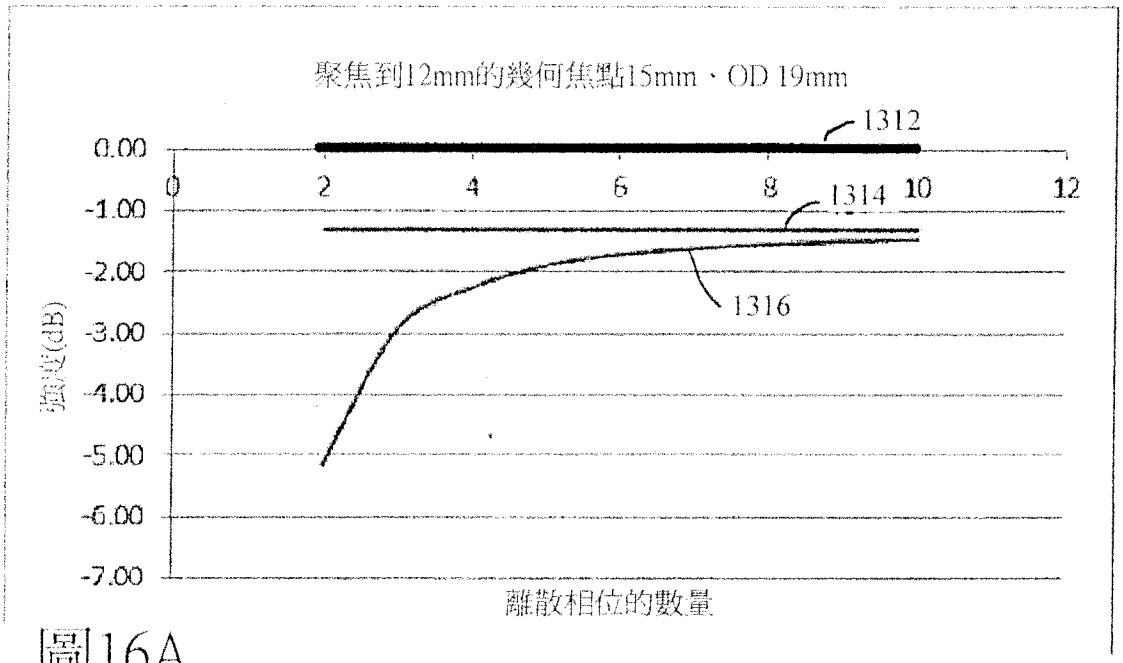

聚焦到12mm的幾何焦點15mm、OD 19mm
1312
1314
1316
0.00
-1.00
-2.00
-3.00
-4.00
-5.00
-6.00
-7.00
0
2
4
6
8
10
12
強度(dB)
離散相位的數量

圖16A

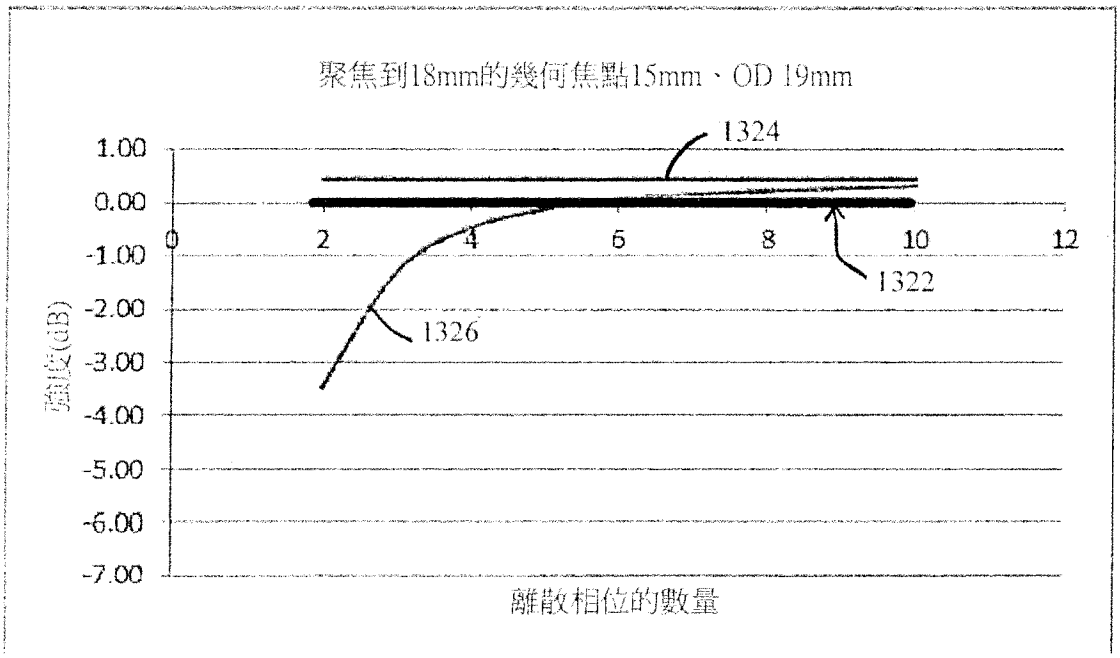

聚焦到18mm的幾何焦點15mm、OD 19mm
1324
1322
1326
1.00
0.00
-1.00
-2.00
-3.00
-4.00
-5.00
-6.00
-7.00
0
2
4
6
8
10
12
強度(dB)
離散相位的數量

圖16B

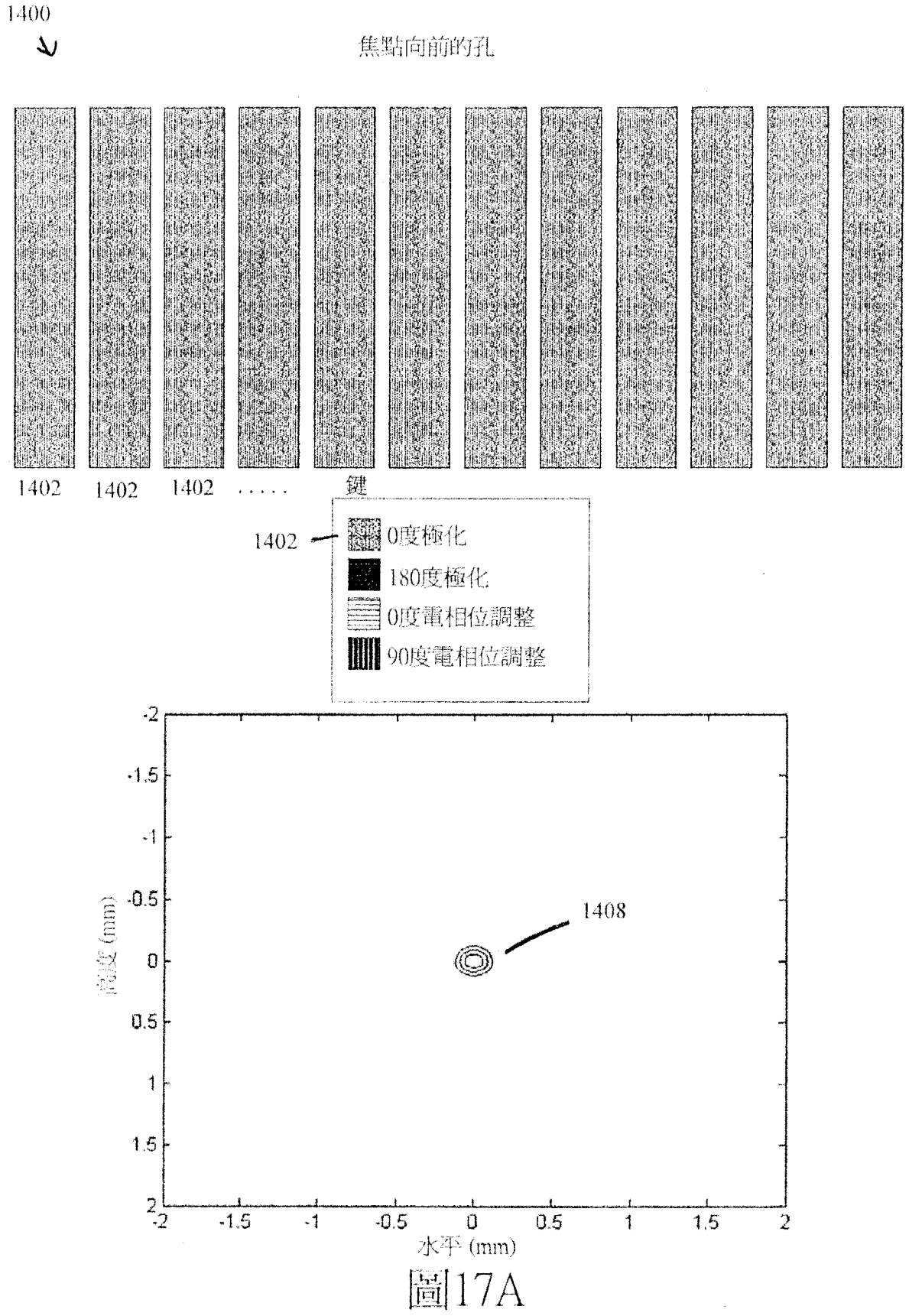

1400
焦點向前的孔
1402
1402
1402
.....
鍵
1402
0度極化
180度極化
0度電相位調整
90度電相位調整
1408
垂直 (mm)
水平 (mm)
-2
-1.5
-1
-0.5
0
0.5
1
1.5
2

圖17A

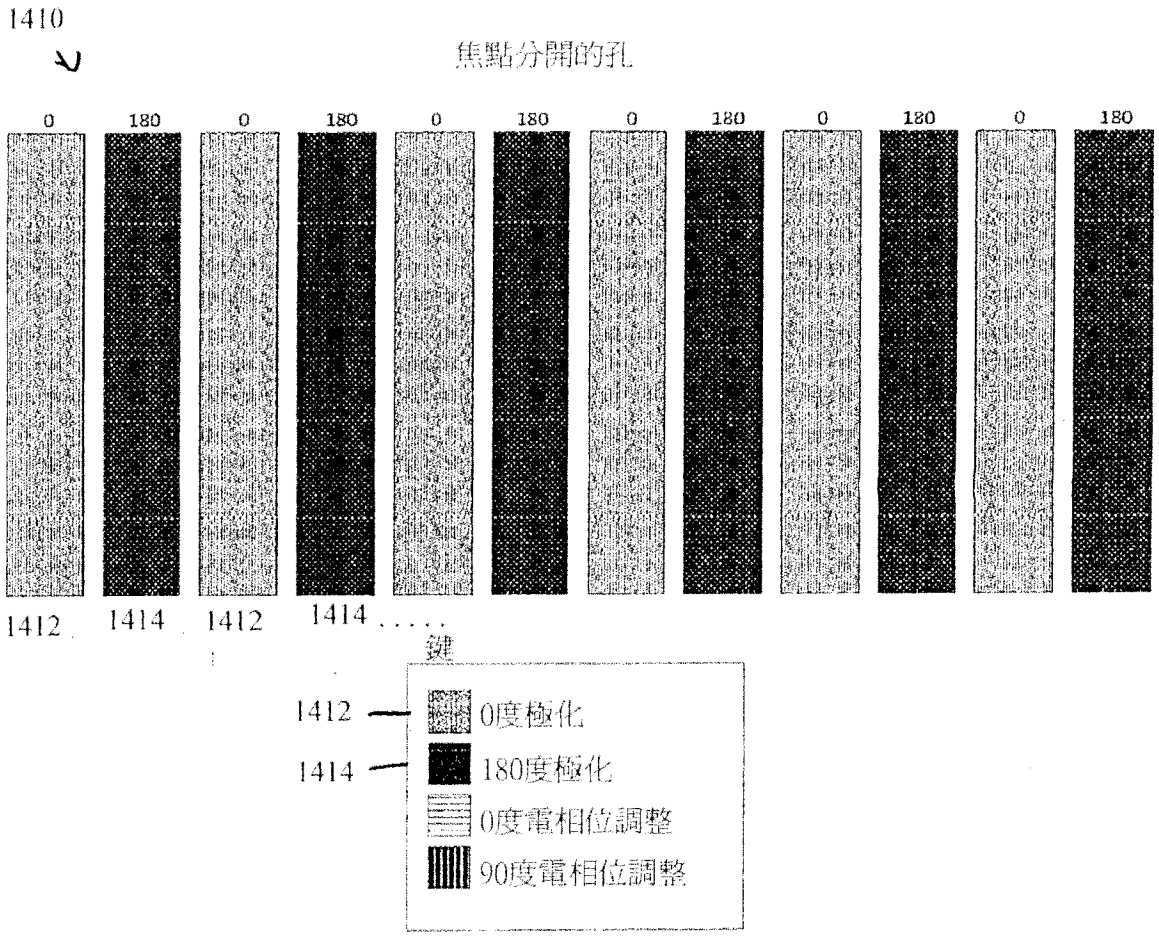
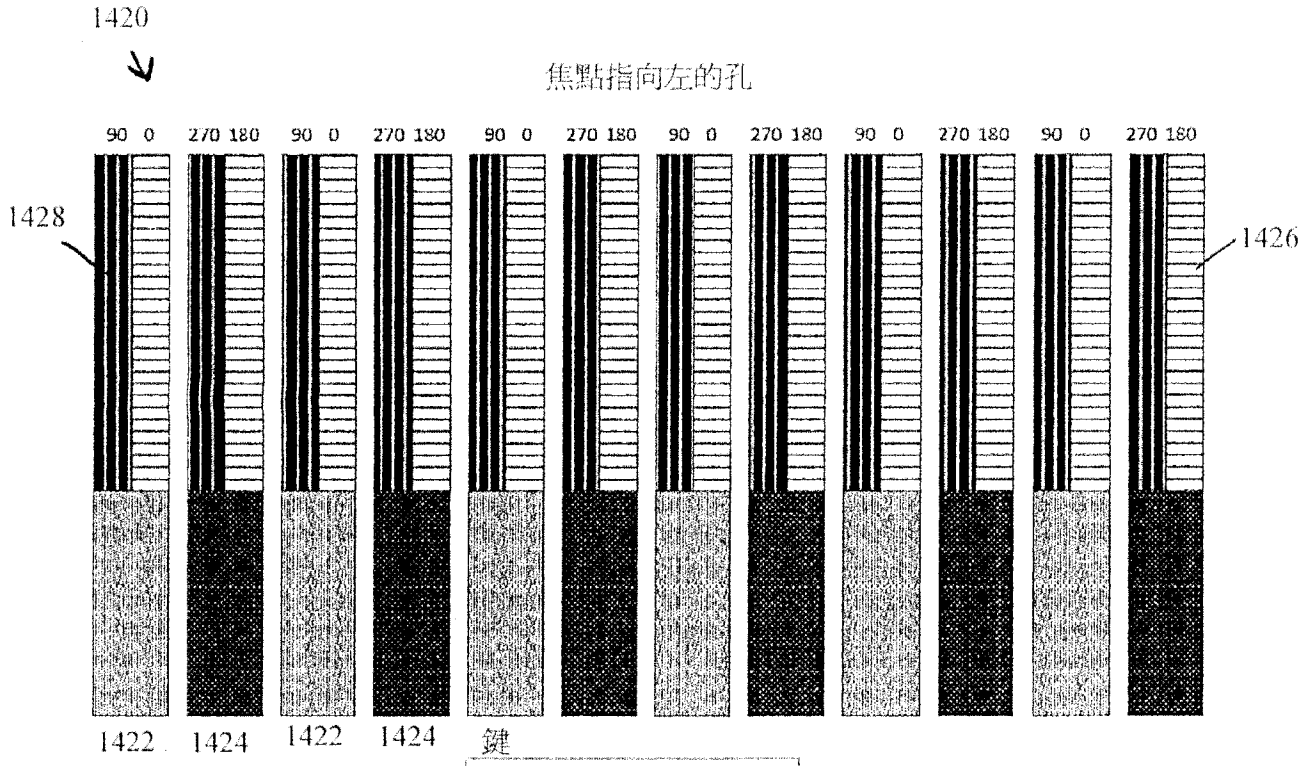

1410
焦點分開的孔
0
180
1412
1414
鍵
0度極化
180度極化
0度電相位調整
90度電相位調整
垂直 (mm)
水平 (mm)
1418
1418'

圖17B


1420
焦點指向左的孔
90 0 270 180 90 0 270 180 90 0 270 180 90 0 270 180 90 0 270 180 90 0 270 180
1428
1426
1422
1424
1422
1424
鍵
1422 0度極化
1424 180度極化
1426 0度電相位調整
1428 90度電相位調整

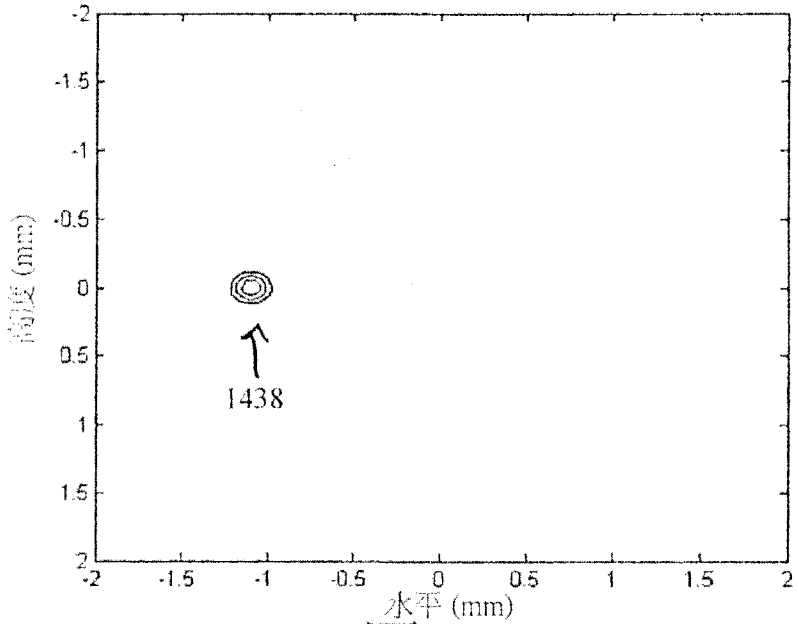

-2
-1.5
-1
-0.5
0
0.5
1
1.5
2
垂直 (mm)
1438
-2 -1.5 -1 -0.5 0 0.5 1 1.5 2
水平 (mm)

圖17C

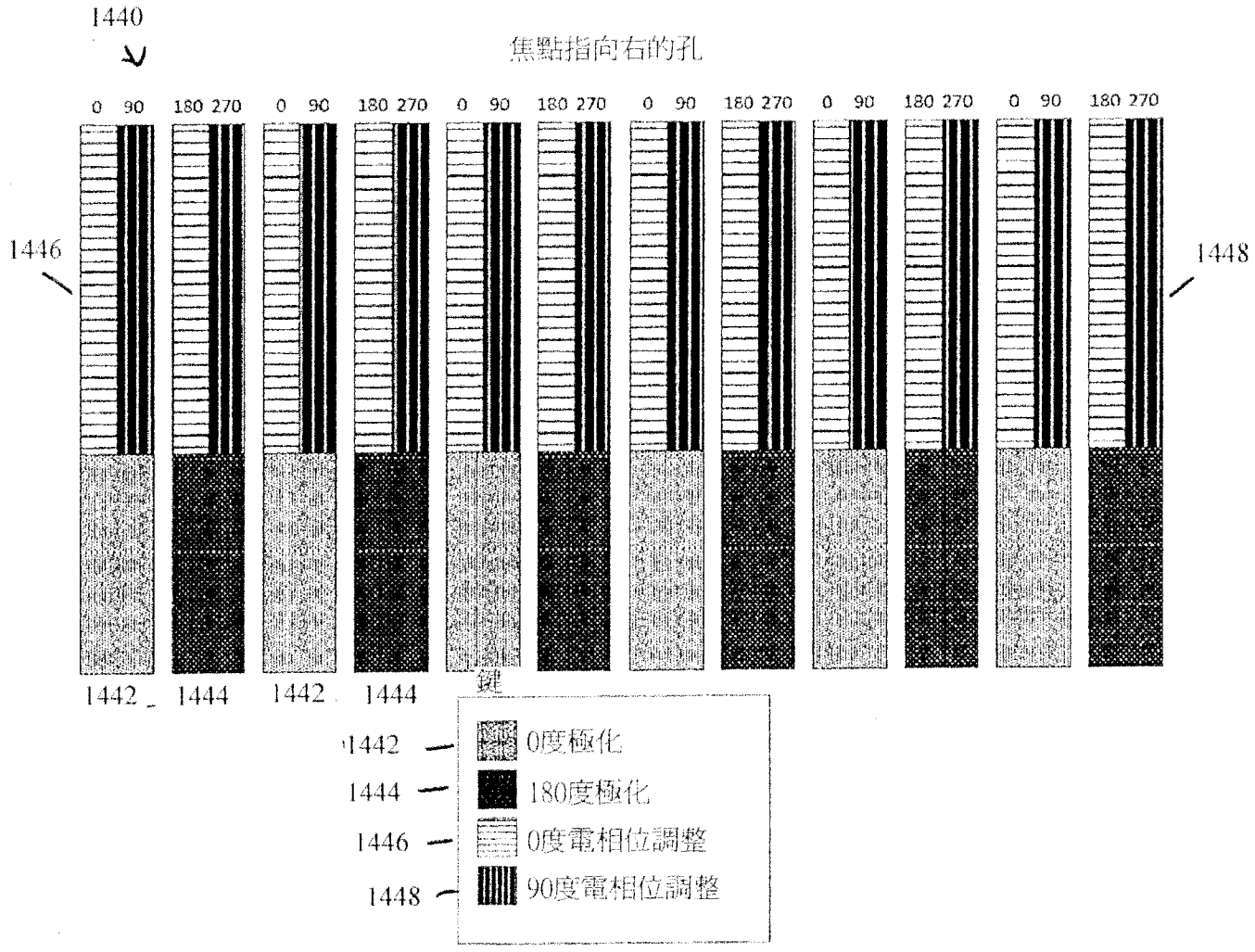

1440
焦點指向右的孔
0 90 180 270 0 90 180 270 0 90 180 270 0 90 180 270 0 90 180 270 0 90 180 270
1446
1448
1442
1444
1442
1444
鍵
1442 0度極化
1444 180度極化
1446 0度電相位調整
1448 90度電相位調整
-2 -1.5 -1 -0.5 0 0.5 1 1.5 2
垂直 (mm)
水平 (mm)
1458

圖17D

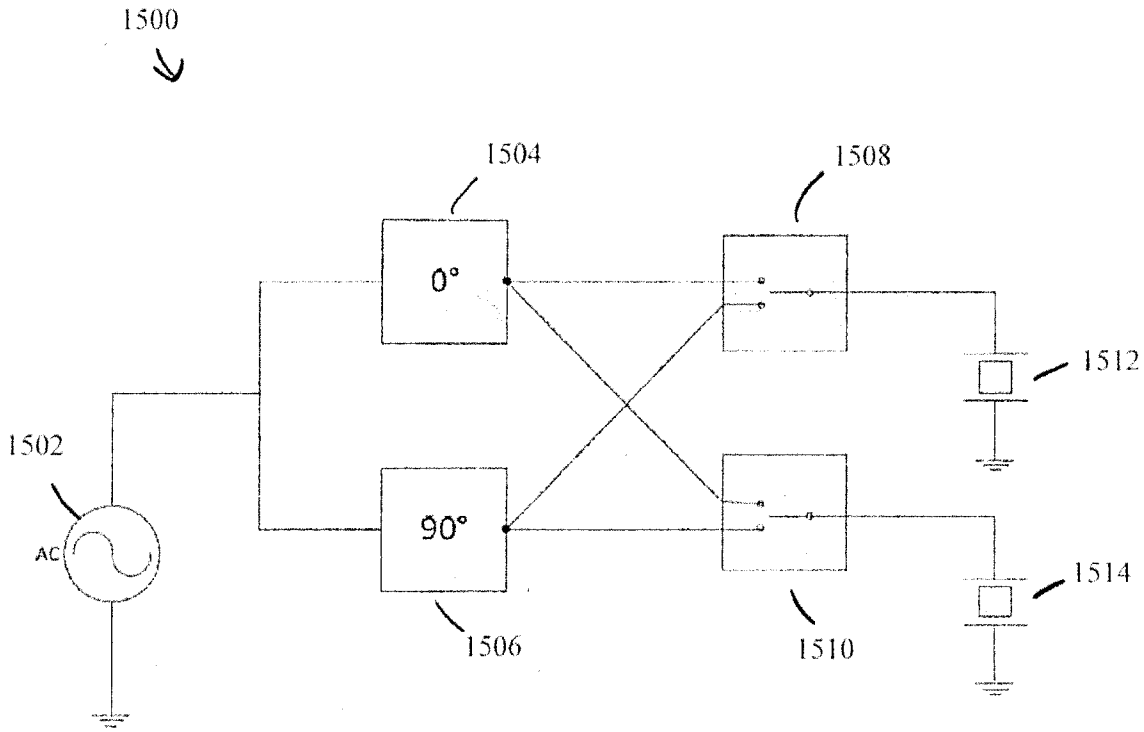


圖18

圖19A

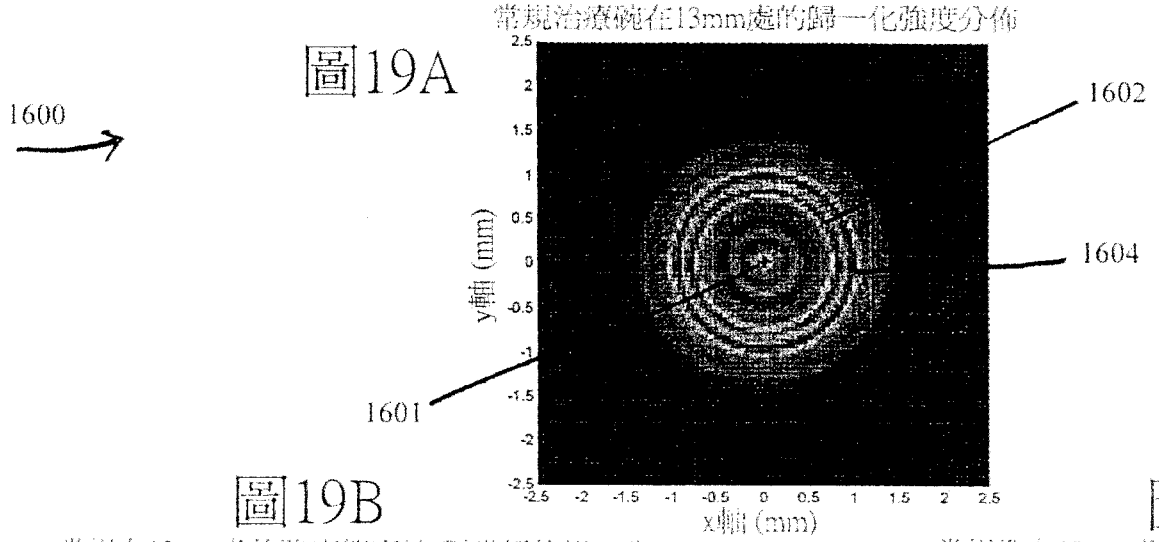


圖19B

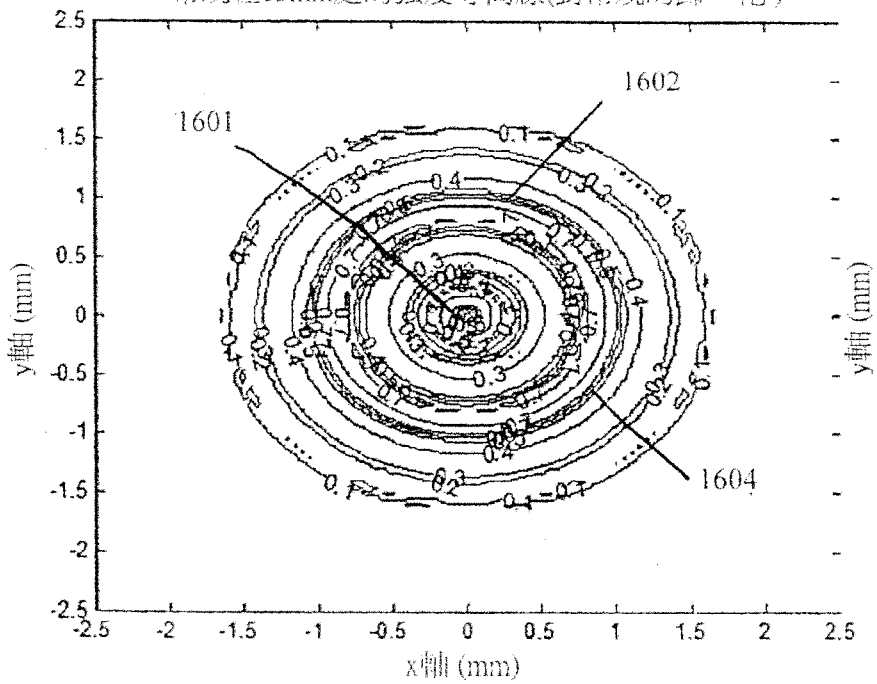
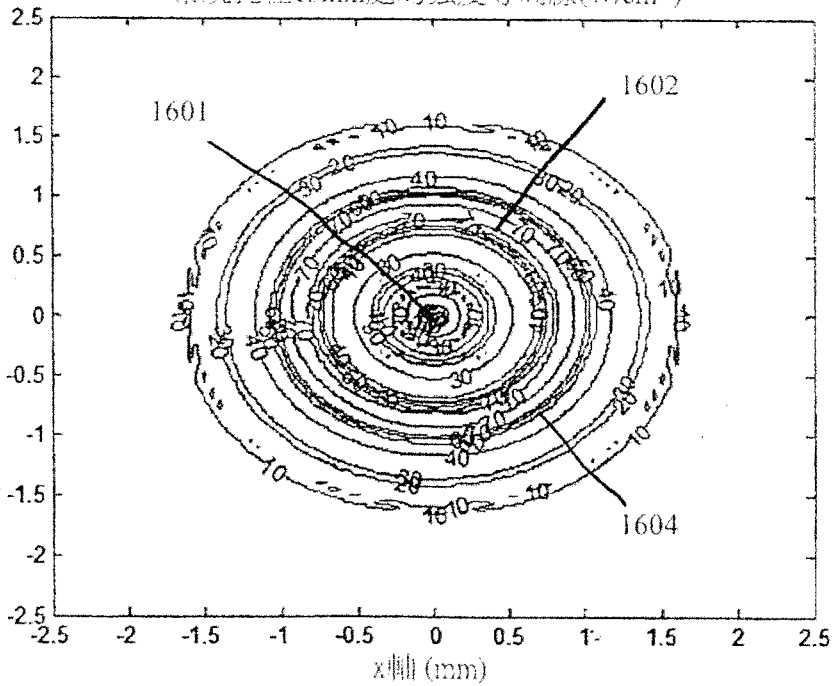
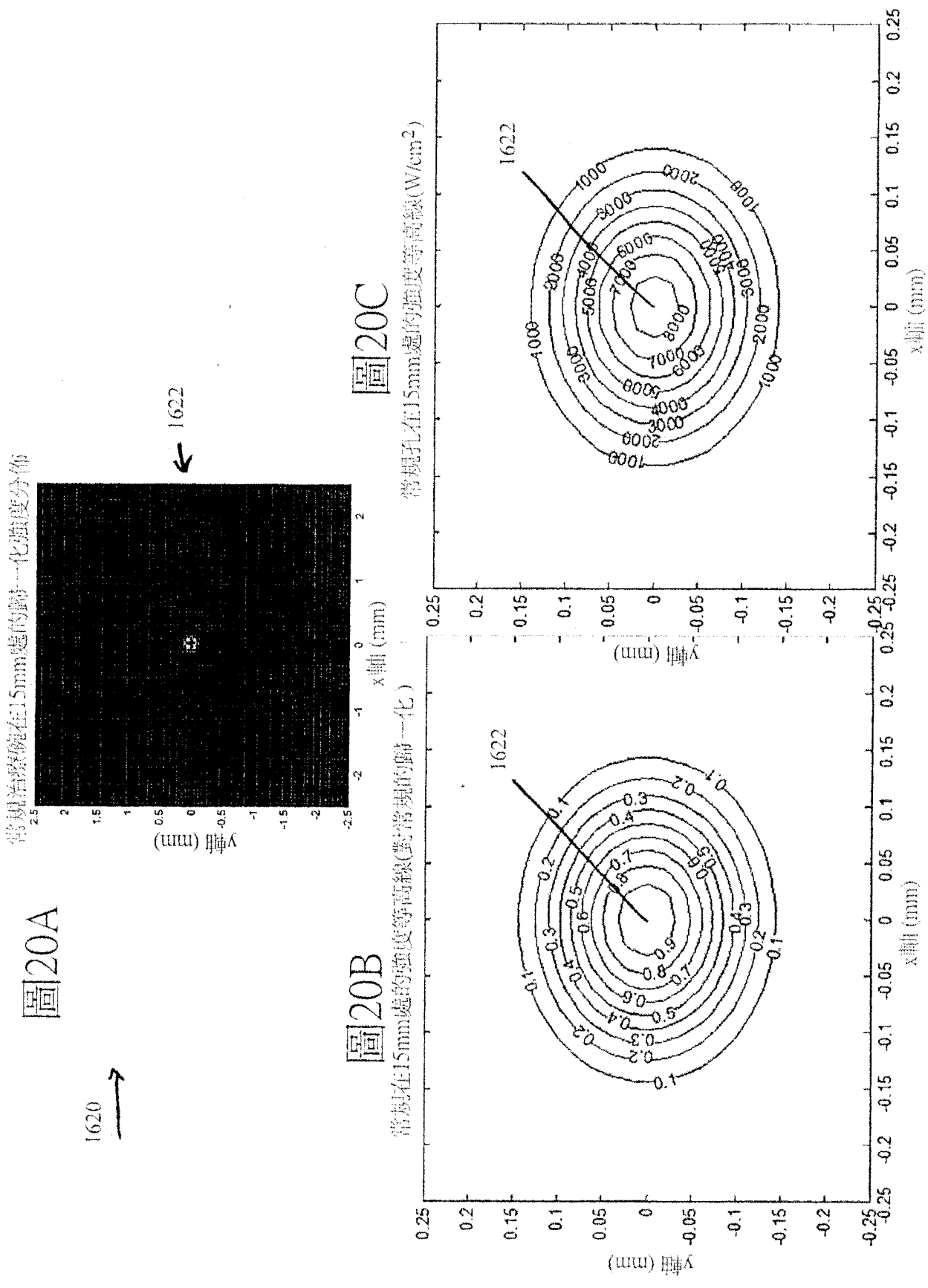


圖19C




1620
圖20A
常規冶煉硫在15mm處的點一化強度分佈
1622
y軸 (mm)
x軸 (mm)
圖20B
常規在15mm處的強度等高線(對常規的點一化)
1622
y軸 (mm)
x軸 (mm)
圖20C
常規孔在15mm處的強度等高線(W/cm²)
1622
y軸 (mm)
x軸 (mm)

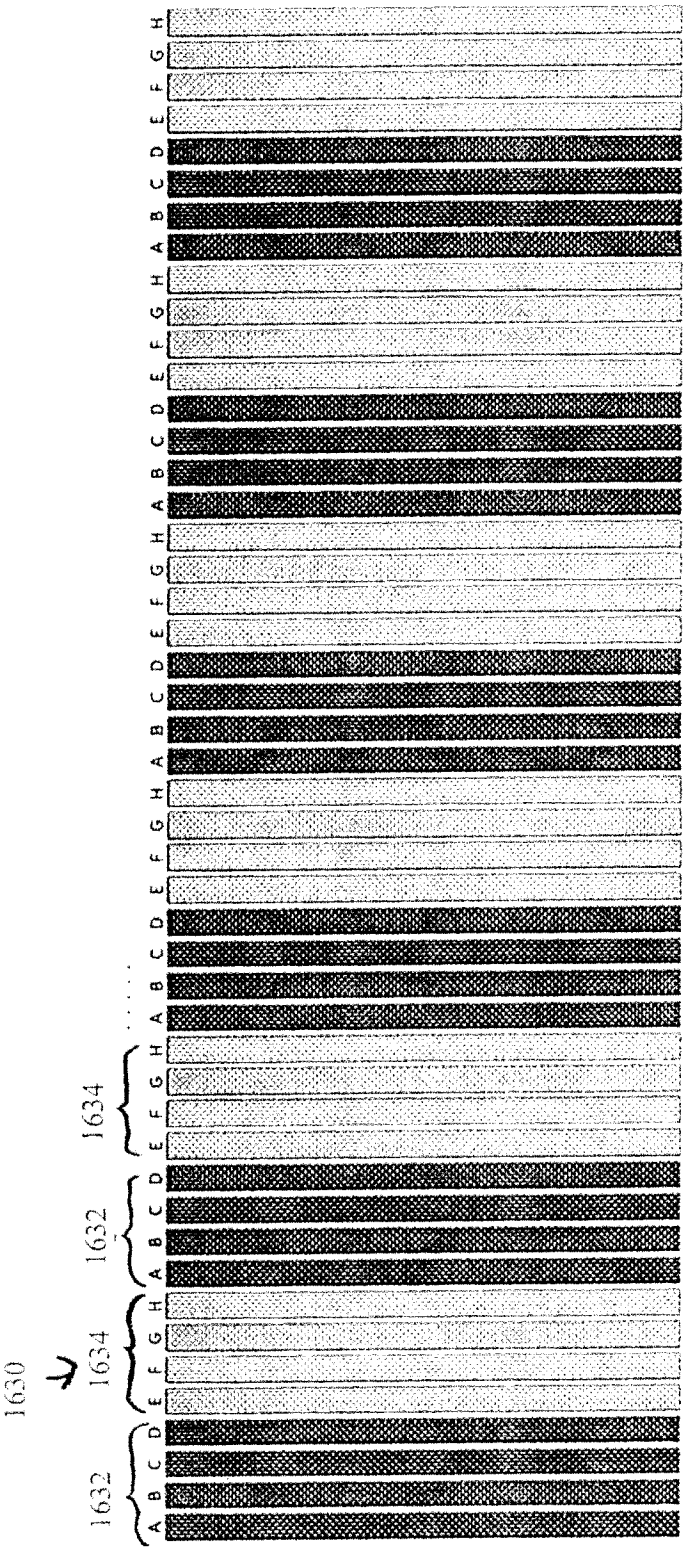

1630
1632
1634
1632
1634
A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H A B C D E F G H
p
1640

圖21

圖22A

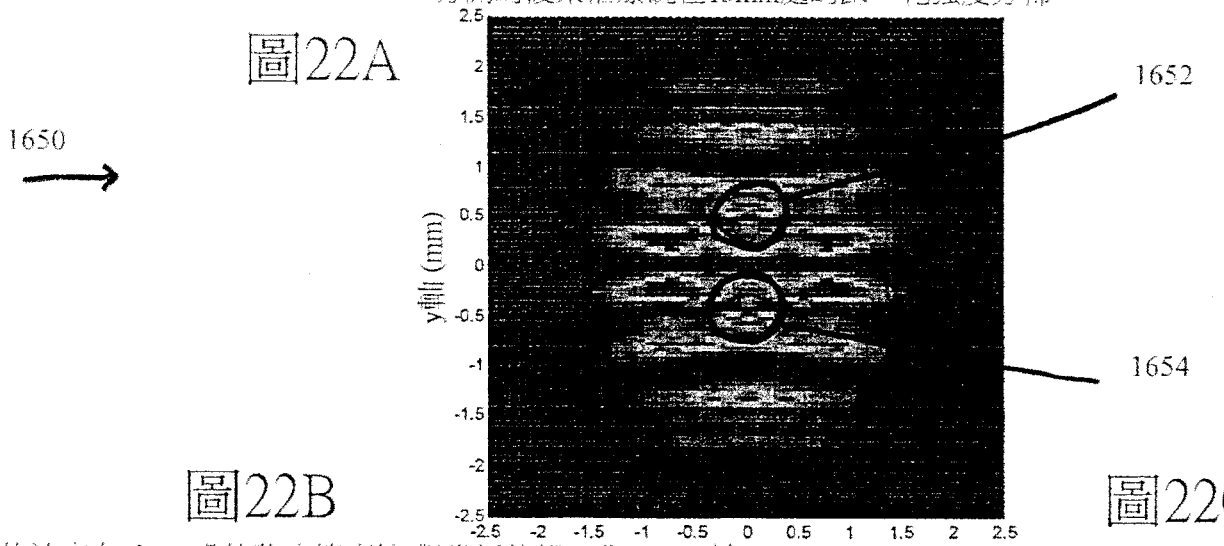


圖22B

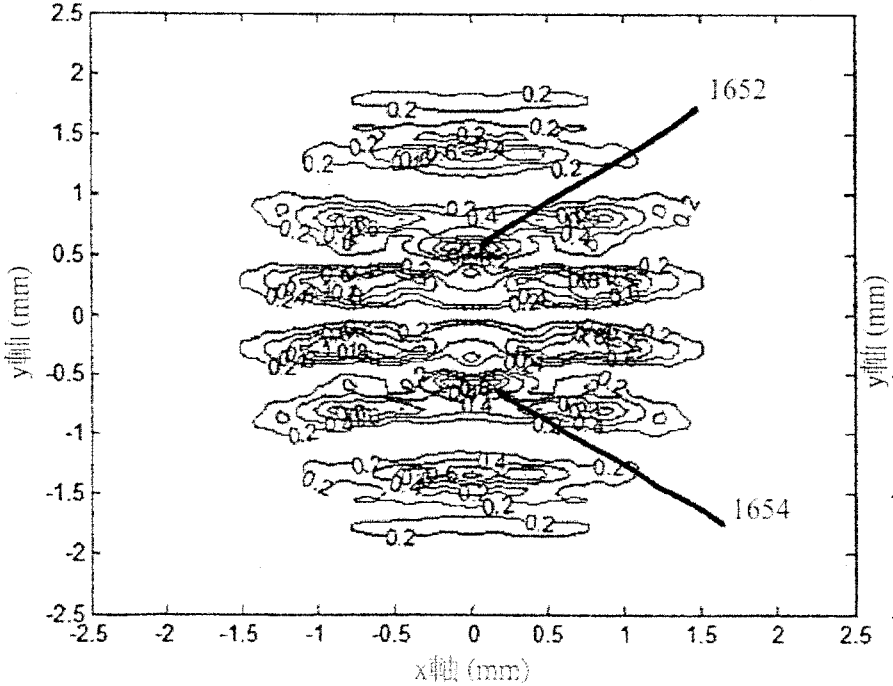


圖22C

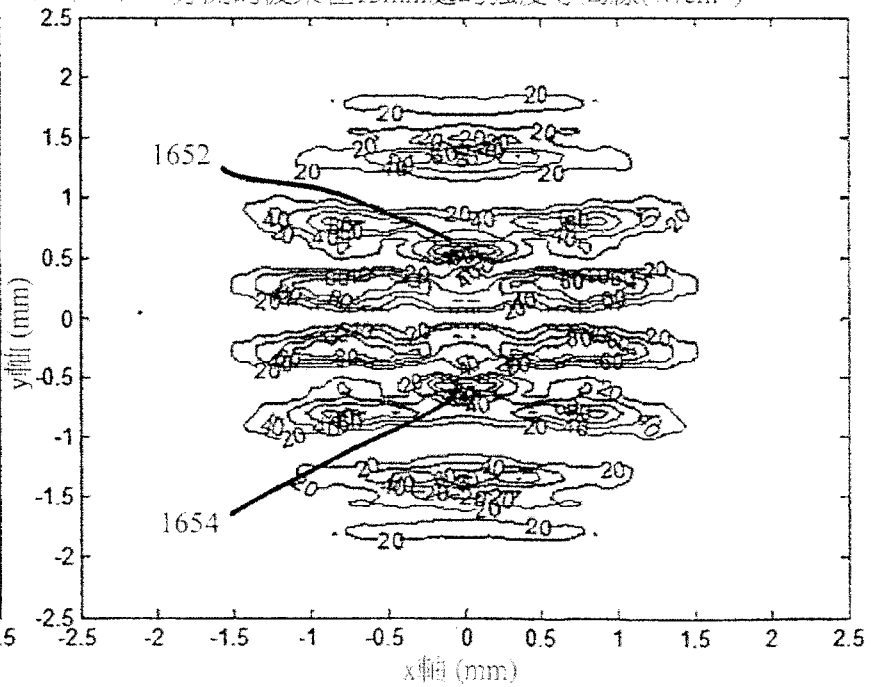


圖23A

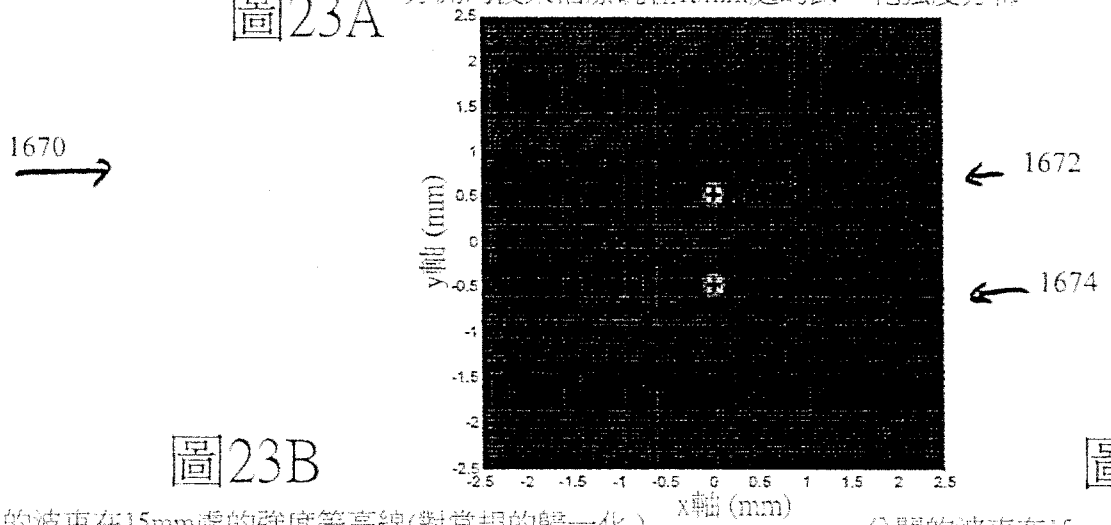


圖23B

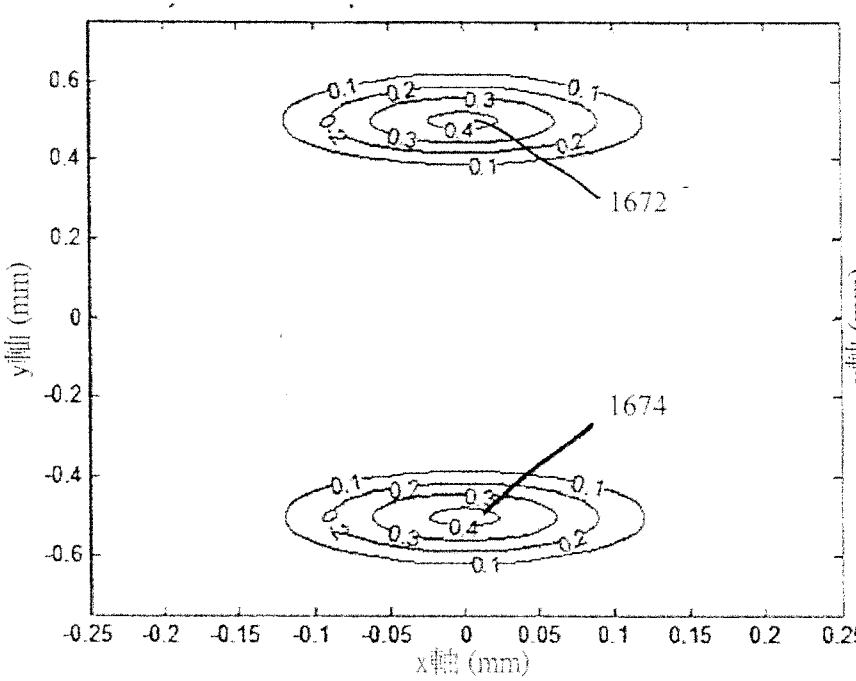
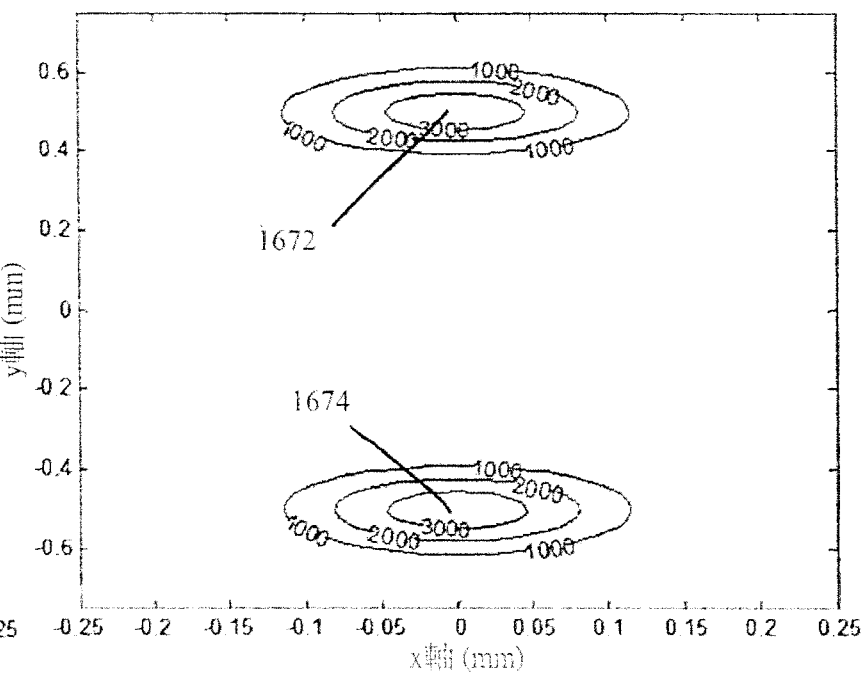


圖23C



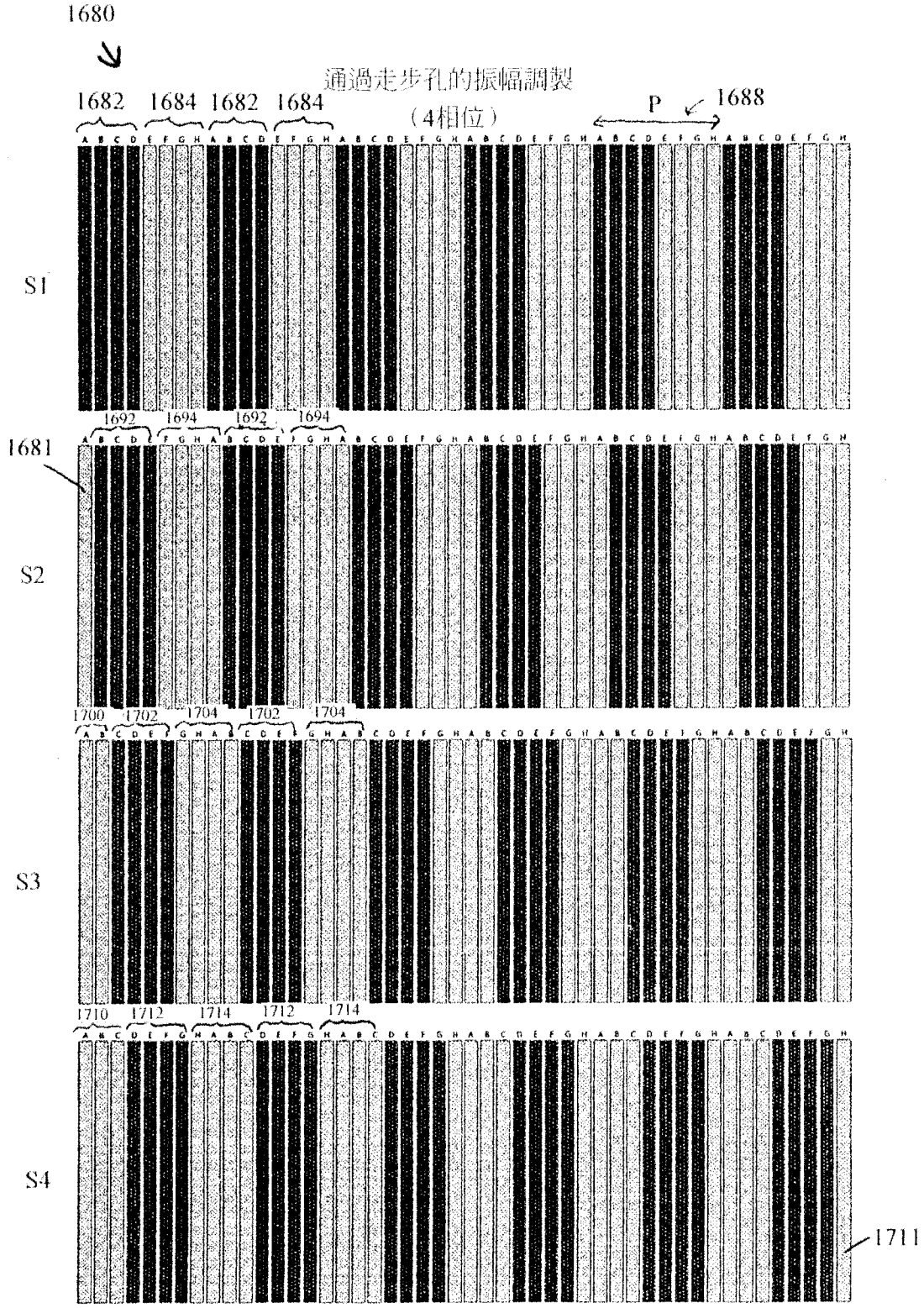

1680
通過走步孔的振幅調製
1682
1684
1682
1684
（4相位）
P
1688
S1
1692
1694
1692
1694
1681
S2
1700
1702
1704
1702
1704
S3
1710
1712
1714
1712
1714
S4
1711

圖24

圖25A

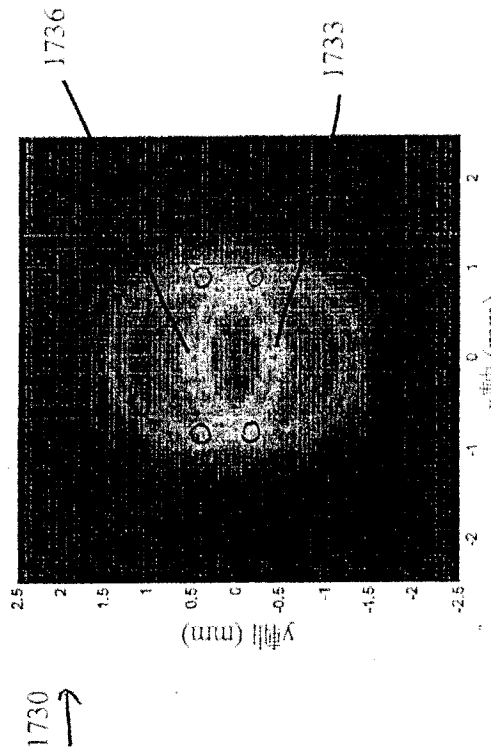


圖25B

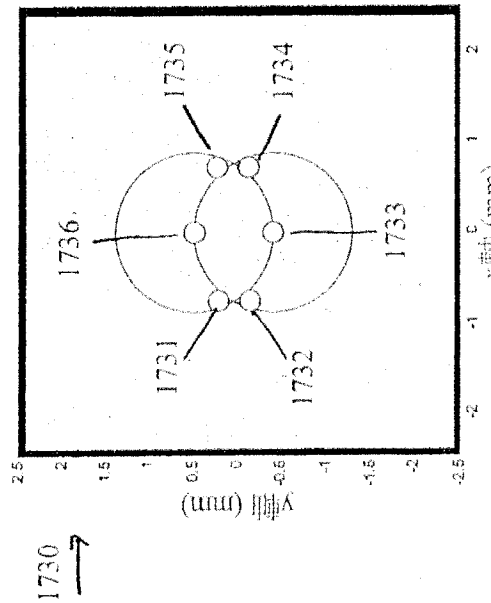


圖25C

振幅調製的走步孔在13mm處的強度等高線(對常規的解一化)

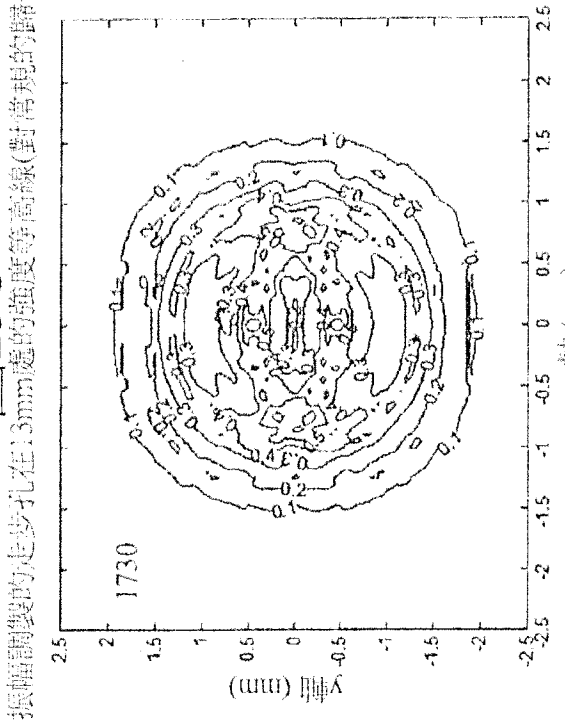


圖25D

振幅調製的走步孔在13mm處的強度等高線(W/cm^2)

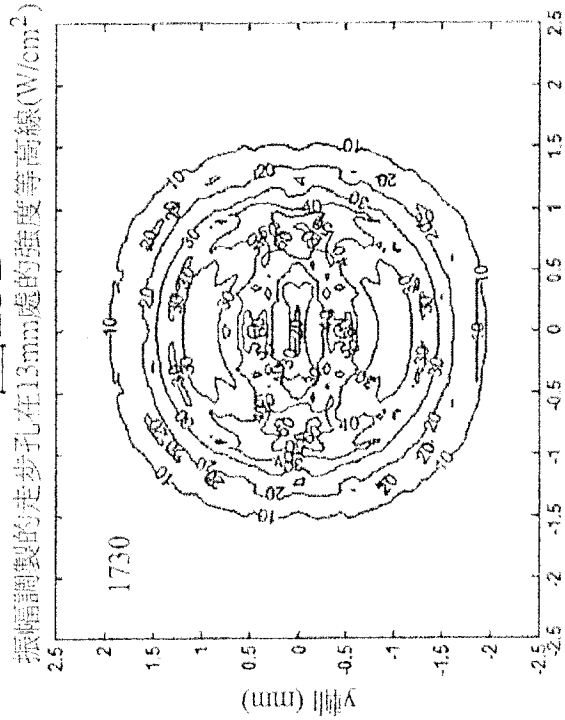


圖26A

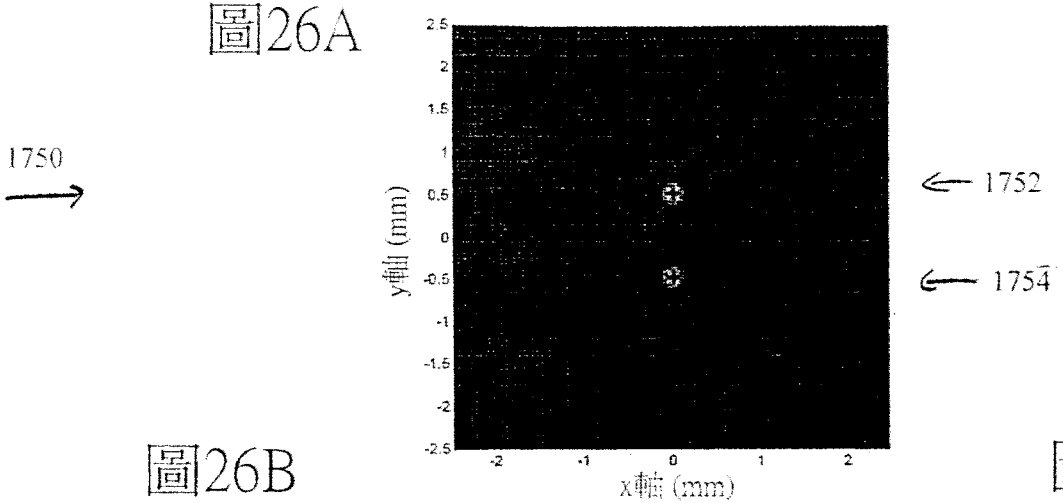


圖26B

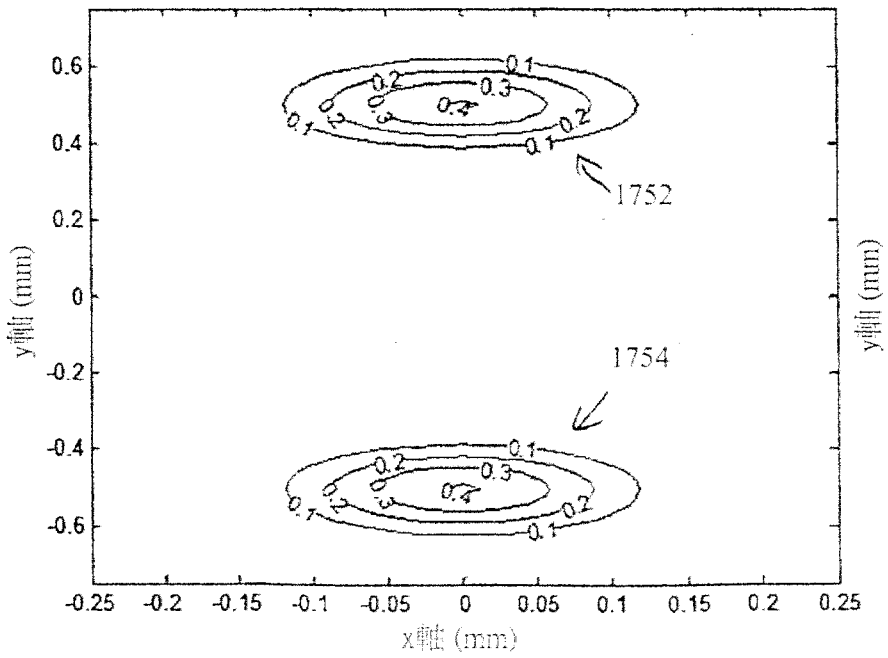
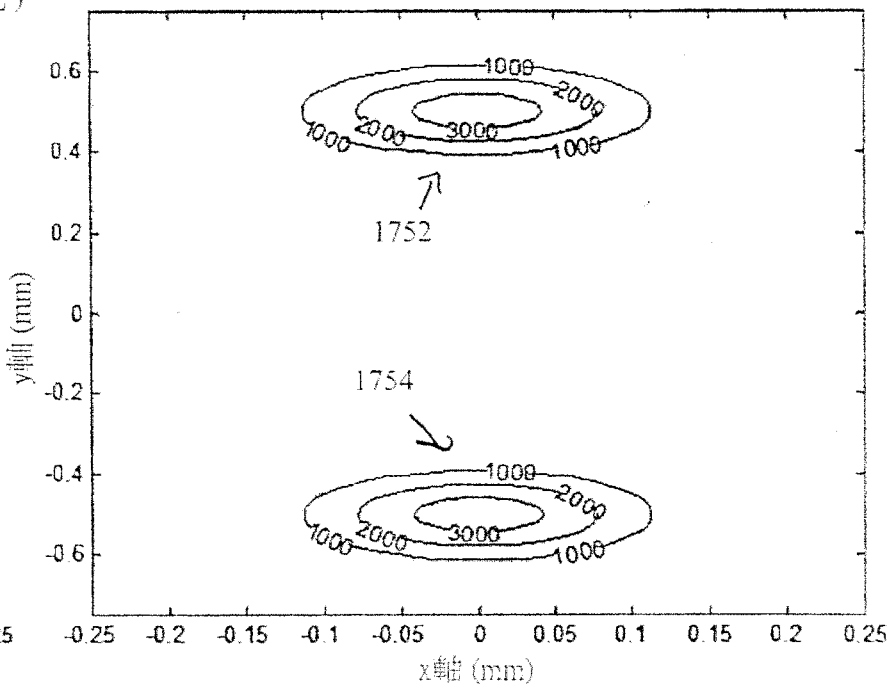


圖26C



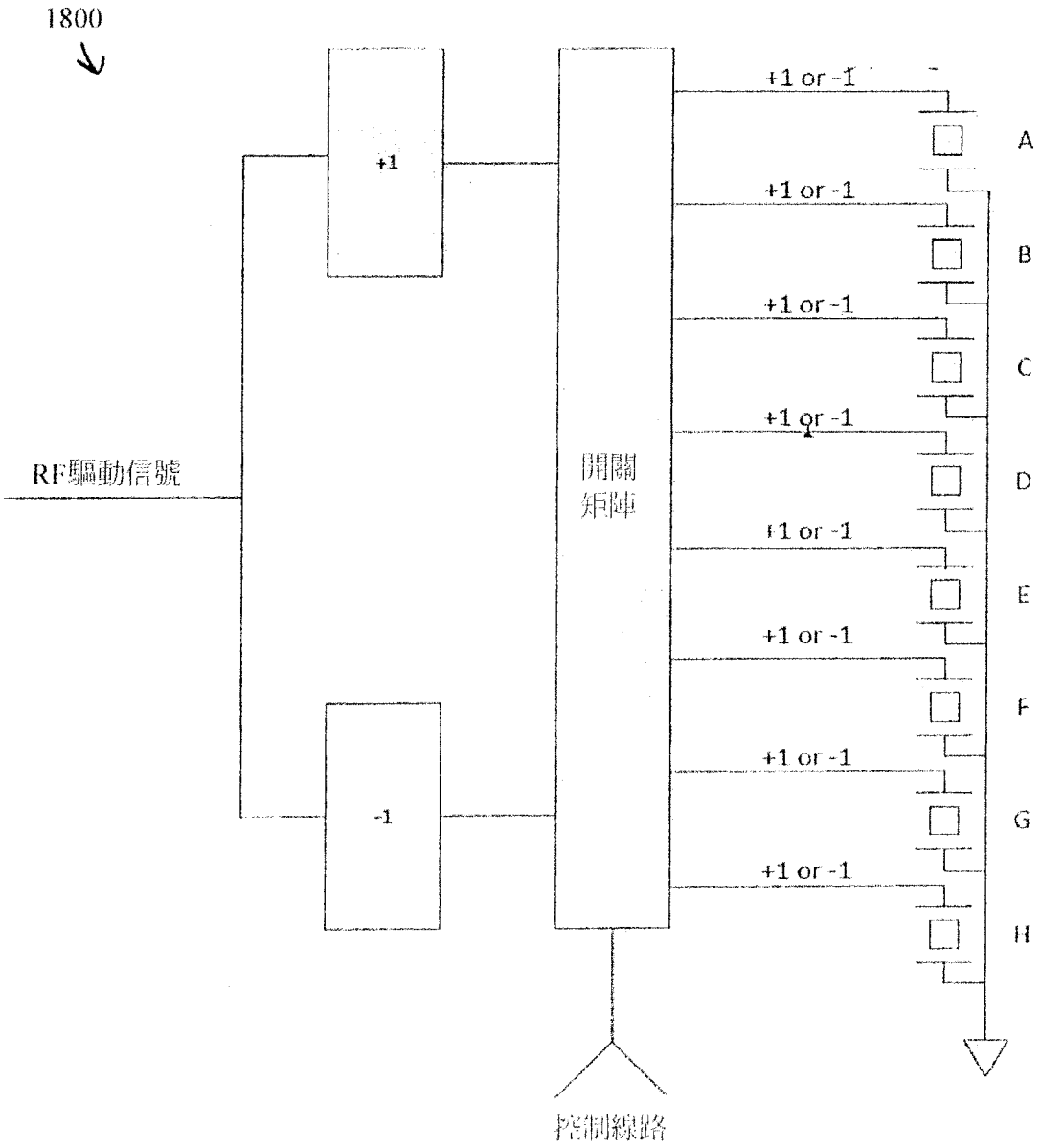

1800
+1
-1
RF驅動信號
開關
矩陣
+1 or -1
+1 or -1
+1 or -1
+1 or -1
+1 or -1
+1 or -1
+1 or -1
A
B
C
D
E
F
G
H
控制線路

圖27A

1850

		孔組							
狀態	時間	A	B	C	D	E	F	G	H
S1	T1	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1	-1
S2	T2	-1	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1
S3	T3	-1	-1	+1	+1	+1	+1	-1	-1
S4	T4	-1	-1	-1	+1	+1	+1	+1	-1
S5	T5	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1	+1
S6	T6	+1	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1
S7	T7	+1	+1	-1	-1	-1	-1	+1	+1
S8	T8	+1	+1	+1	-1	-1	-1	-1	+1
S1	T9	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1	-1
S2	T10	-1	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1
S3	T11	-1	-1	+1	+1	+1	+1	-1	-1
S4	T12	-1	-1	-1	+1	+1	+1	+1	-1
S5	T13	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1	+1
S6	T14	+1	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1
S7	T15	+1	+1	-1	-1	-1	-1	+1	+1
S8	T16	+1	+1	+1	-1	-1	-1	-1	+1
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
Sn	Tn	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD

圖27B

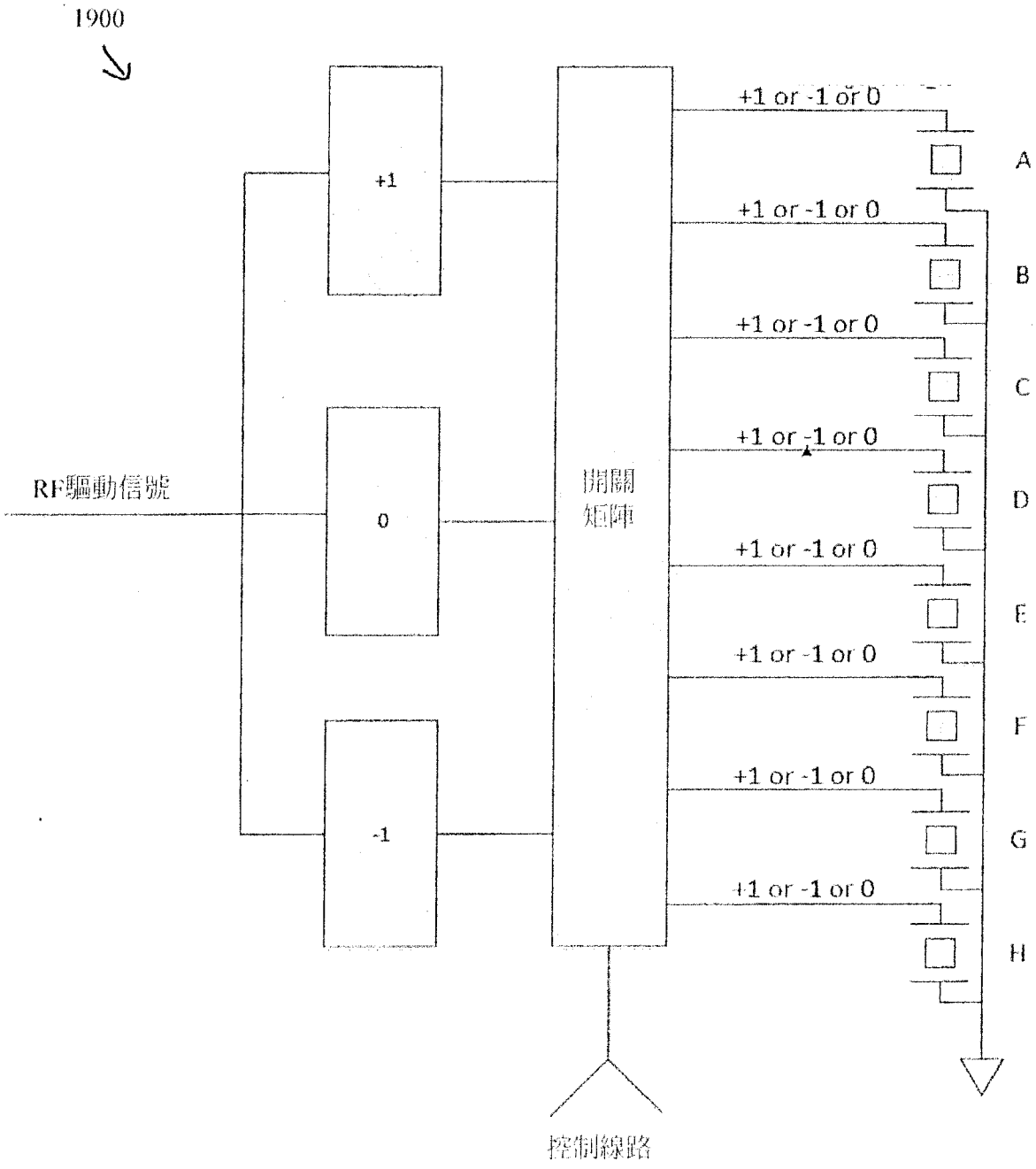

1900
+1
0
-1
RF驅動信號
開關
矩陣
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
+1 or -1 or 0
A
B
C
D
E
F
G
H
控制線路

圖28A

1950

		孔組							
狀態	時間	A	B	C	D	E	F	G	H
S1	T1	+1	0	-1	0	+1	0	-1	0
S2	T2	0	+1	0	-1	0	+1	0	-1
S3	T3	-1	0	+1	0	-1	0	+1	0
S4	T4	0	-1	0	+1	0	-1	0	+1
S1	T5	+1	0	-1	0	+1	0	-1	0
S2	T6	0	+1	0	-1	0	+1	0	-1
S3	T7	-1	0	+1	0	-1	0	+1	0
S4	T8	0	-1	0	+1	0	-1	0	+1
S1	T9	+1	0	-1	0	+1	0	-1	0
S2	T10	0	+1	0	-1	0	+1	0	-1
S3	T11	-1	0	+1	0	-1	0	+1	0
S4	T12	0	-1	0	+1	0	-1	0	+1
S1	T13	+1	0	-1	0	+1	0	-1	0
S2	T14	0	+1	0	-1	0	+1	0	-1
S3	T15	-1	0	+1	0	-1	0	+1	0
S4	T16	0	-1	0	+1	0	-1	0	+1
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
Sn	Tn	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD

圖28B

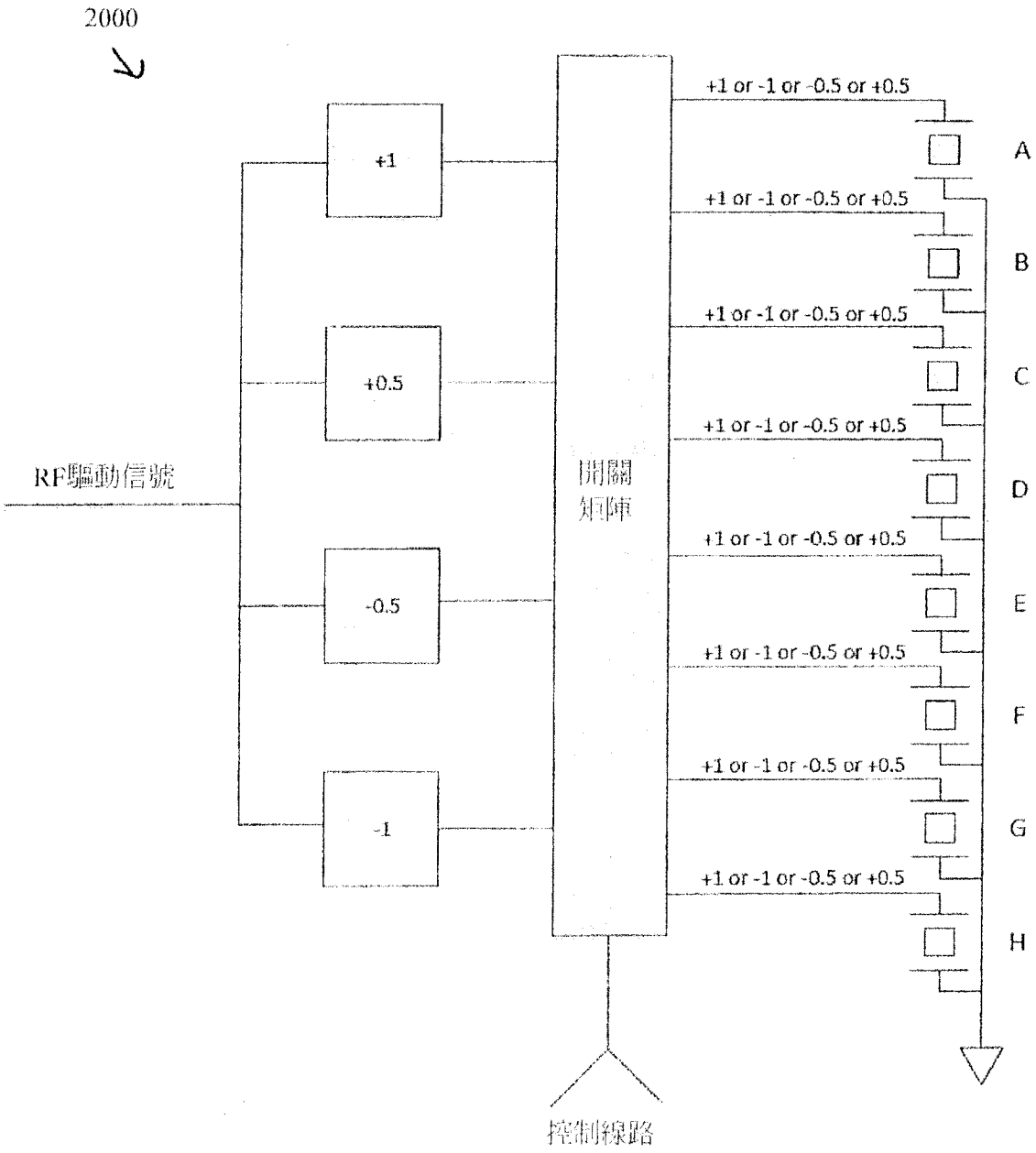


圖29A

2050

		孔組							
狀態	時間	A	B	C	D	E	F	G	H
S1	T1	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5
S2	T2	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1
S3	T3	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1
S4	T4	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5
S5	T5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5
S6	T6	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1
S7	T7	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1
S8	T8	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5
S1	T9	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5
S2	T10	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1
S3	T11	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1
S4	T12	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5
S5	T13	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5
S6	T14	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1
S7	T15	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1
S8	T16	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
Sn	Tn	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD	TBD

圖29B

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

100：手棒

130：介面

140：耦合器

145：連接器

150：控制器或開關

160：控制器或開關

20：超音波系統

200：模組

235：介面導向裝置

300：控制器

310：顯示器、圖形用戶介面

315：圖形顯示器（觸控螢幕介面）

345：電路

390：資料埠

392：急停按鈕

393：電源開關

395：鎖

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無