

中華民國第 65 屆中小學科學展覽會

作品說明書

高級中等學校組 物理與天文學科

051812

隱形斗篷-超聲波在水下光導之探討

學校名稱： 臺北市立建國高級中學

作者： 高二 王靖硯 高二 鄭鈞祐	指導老師： 劉翠華
---------------------------------	------------------

關鍵詞： 超聲波、艾理函數、光導

摘要

當使物體後面的光線繞過物體至另一側觀測者眼中，該物體便會消失，如同隱形斗篷。本研究在水中以探頭打出超聲波，藉由空化現象在聲壓聚集的位置打出空泡。以光在水中碰到空泡產生的全反射產生光導，使光按照期望的路徑前進。參考艾里光束波包沿弧線行進的特性，依照各陣元的座標調整相位，製造出聲壓聚集在一弧線上的聲場。以線形和平面探頭測得其偏折角度，接著導入漩渦式聲鉗，使聲壓由弧線中心偏移到周圍，並使中心聲壓相較於普通聚焦減少75%。最後將兩種相位疊加在一起，用螺旋排列探頭將超聲波打入水中，取得約3度的偏折，得到初步成果。未來將透過聲壓的加強和改良路徑，期望達到自由控制偏折軌跡，並在醫學等方面有所應用。

壹、前言

一、研究動機與目的：

「隱形」是很多流行影音作品常用到的題材，但光線具有直線性也更不會隨意穿透物實物是自國小以來就知道的常識。因此欲達到隱形的效果必須藉由人為刻意引導，使光線路徑穿透或繞過物體。雖然按照理論值而言，光線到達一定強度可以穿透些較薄的物質，但畢竟構成該物質的一切依然可見，故欲達到真正「隱形」就得想辦法使光繞過該實心物質。

當光穿過的介質沒有改變或沒有介質時，其行徑路徑，速度，方向等特性皆不會有所改變。同時，聲波對介質因其製造不均勻的壓力可以使介質性質出現細微改變，尤其是超聲波，在介質中產生的壓力波會使其出現空化的現象。由此我們欲探討如何藉由調整超聲波性質與參數進而控制光線路徑及匯聚等。

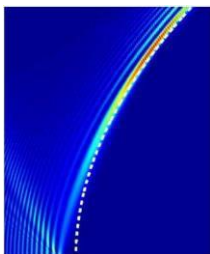
二、文獻回顧與探討：

目前有許多學者研究超聲波對介質影響和雷射光的效果，主要用於醫學方面。透過超聲波製造混濁的介質，目前已有做出利用超聲波達到直線短距離對光束的匯聚並達到使光束集中並向更深層穿透的效果。開發此項技術的最初目的是用於對人類腦神經做更深層的研究或進行腫瘤治療，但由於現有技術不允許且不夠精細，此項技術目前止步於理論階段。

艾里光束（Airybeam）是一種在波的干涉下產生主軸能沿著弧綫前進的光束。

（圖一）。還有利用梯度折射率透鏡（Gradient Index Lens，簡稱GRIN Lens）（圖二）的效果，使光束能匯聚其中^{[2][4]}。

漩渦式聲鉗，是一種中空의圓柱狀波形，由於其由外而內壓力逐漸降低，觀察聲場時期形狀類似漩渦。由於其在前進的同時有橫向的壓力差，產生獨特的剪力，常用於醫學中，例如破壞血栓結構治癒血栓等^[3]。



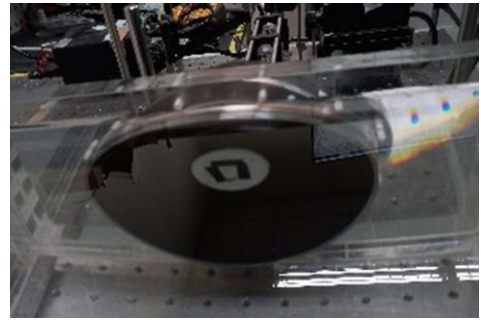
圖一：艾里光束示意圖
（文獻十）



圖二：梯度折射率透鏡示意圖（文獻九）

貳、研究設備及器材

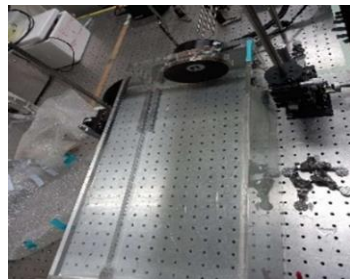
- 一、HIFUPlex探頭（圖三）
- 二、子彈型水聽筒
- 三、DIWater（二次水）
- 四、CMOS 相機（圖四）
- 五、壓克力製水箱（60cmx30cmx20cm）（圖五）
- 六、雷射（綠光532nm）（圖六）
- 七、Verasonics 超聲波系統
- 八、FOCUS 超聲波系統
- 九、波形產生器



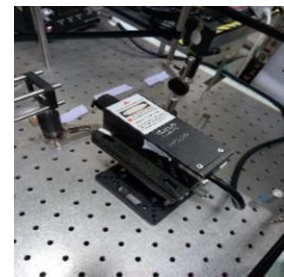
圖三：探頭（作者拍攝）



圖四：CMOS相機
（作者拍攝）



圖五：水箱
（作者拍攝）

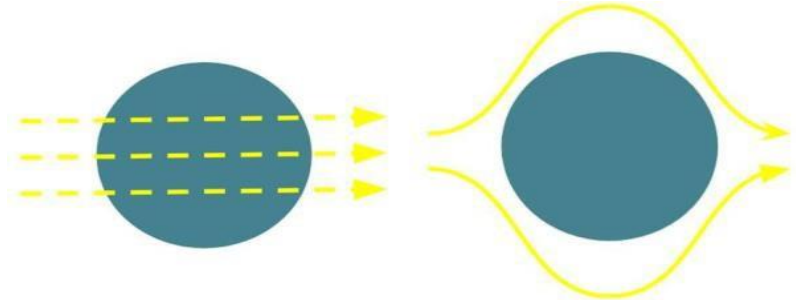


圖六：雷射
（作者拍攝）

參、研究過程或方法

一、研究方法及目標

我們欲探討超聲波和光的交互作用，並試圖藉由超聲波的可控及多樣性調整並設計出一套參數和模型試圖引導光束繞過一個不透光的實物。將實物置於雷射發射裝置和感光元件之間，若感光元件有接收到雷射光，則表示光線確實繞過了一個不透光之實物，故達到類似隱形的效果。（圖七）



圖七：光線前進示意（作者自繪）

各階段目標：

- （一）、利用超聲波在水中聲壓較大的利用空化效應在水中打出空泡。
- （二）、導入弧形聲壓路徑。
- （三）、使聲壓最強的地方分布在光導路徑的周圍使光導軸心沒有聲壓分布。
- （四）、用超聲波探頭以設定好的相位，在水中產生弧形管道，其中心為水，周圍由空泡構成。

二、超聲波發射及聲場模擬

在實際操作Verasonics超聲波系統前我們將先在電腦上進行波形及聲場的模擬，確保我們所寫的程式之可行性和效果是否達到預期。此實驗我們將使用由美國密西根大學設計的FOCUS模擬系統在電腦上進行聲場及超聲波發射的模擬我們的波形和常見的超聲波不同的點主要有其二，從一般的駐波改為漩渦式（Vortex）的超聲波和將普通直行擴散的超聲波改為類似艾里光束（Airybeam）的弧形路線。漩渦式的超聲波在水中產生的微氣泡可以製造出類似於光纖的效果。搭配上弧形的路徑規劃，希望可做出一個能引導光線走弧線的結構。

在FOCUS系統中的模擬程式主要分為三大部分，探頭、發射程序、及電腦繪圖。首先探頭為實驗的核心，為發射超聲波的主要儀器。本次實驗運用的是HIFUPlex探頭，其含有128個發射元件，由於此探頭之發射元件分布較為罕見，我們將需要一一描述每一個元件具體的座標及歐拉角。由於我們希望打出的波形並非常規的駐波，每一個元件的發射時間需要進行

延遲的調整，讓打出的波形可以成漩渦狀。再來是發射程序，我們將透過程式設計讓其可以成弧形發射。最後繪圖我們將直接採用FOCUS的探頭繪圖程式進行HIFUPlex的描繪繪圖，繪製出發射元件在x-y-z軸上的分布位置及發射後的聲場。

三、Verasonics超聲波發射系統操作

最後實驗具體的實現將由Verasonics系統進行，由於其和FOCUS皆適用MATLAB程式語言，我們實驗全程將使用MATLAB並將FOCUS的數據在確定可行性後匯入Verasonics進行實驗。

實驗將是在我們的壓克力水箱中進行，接上探頭後在其中裝滿二次水。再來將雷射和探頭對焦後在水箱另一端架設CMOS相機，作為拍攝實驗結果影像的裝置。最後用波形產生器將電腦的Verasonics系統和探頭、相機等設備同步連接便可實驗。

四、研究過程及方法。

（一）、探頭

HIFUPlex探頭：這是一顆3D探頭，共有128個陣元，陣元分佈呈阿基米德螺旋狀，（圖九）在FOCUS設定探頭時直接從Verasonics系統導出各陣元座標和角度。由於這顆探頭為球面型在不調整各陣元相位的情況下，會自然聚焦在探頭前方15公分處，可以以此確認在FOCUS設定的探頭是否符合真實的HIFUPlex。線性陣列探頭：也是128陣元組成，陣元分布在一直線上，兩兩等距。特色為陣元分佈於一直線上，座標上只有一個變數。用於初步研究艾里波。（研究中實際實驗時未使用此探頭）

平面陣列探頭：由121陣元組成，陣元分布在平面的11×11正方形內。由於陣元分佈在同一平面上，座標上有兩個方向的變數，但沒有軸向變數。用於將艾里波由平面推廣到三圍空間中。

（二）、發射弧形路徑

文獻蒐集的過程中發現艾里函數，是一種波函數，但他的波包在沿著軸向前進時會有橫向的加速度，因此形成弧線的路徑。並且他在沿著弧線行進是波包不會發生改變，因此其聲壓最強的地方也會沿著弧線偏折。

艾里函數只有一個變數，他呈現的函數圖形為一個波包，函數值是在該點在波包中相對的聲壓強度。

由於艾里函數只有一個變數，我們首先使用線型陣列探頭模擬。將該陣列設定分佈在x軸上。因為艾里函數只在 $x < 0$ 時波動，所以我們以x座標值最大的陣元（elements_x）為基準點，

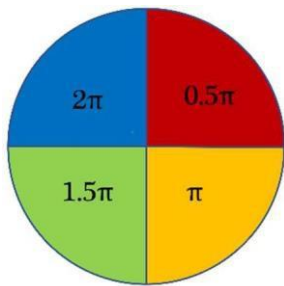
將其他陣元與elements_x的相對位置為自變數，輸入艾里函數。

我們的目標軌跡是要達到類似於艾里光束或拋物線的弧形，因此先在FOCUS系統上運用最基礎的長條形探頭程式（圖十一）描繪了同為128元件的條形探頭。透過將元件分為2階段分開發射並設定焦距可呈現符合預期的類似艾里光束的弧形軌跡。由同一個探頭由普通未調整（圖十二）的發射程序和經調整後（圖十三）的發射可以觀察到超聲波有明顯的偏折。

（三）、導入漩渦式聲鉗

本次研究要使用的是漩渦狀的超聲波形是漩渦式聲鉗，參考先前的研究進行後續調整而成的^[3]。

舉例來說，將陣列分成四區，按照順時針或逆時針設定 0.5π 、 1π 、 1.5π 、 2π 的相位延遲。這使得來自不同陣元的波前在相同時間內到達焦點時，會與其對角區域的波前存在 1π 的相位差，在原焦點產生破壞性干涉，而在其外圍區域產生建設性干涉。在周圍形成高強度區域，在中心形成無壓區。（圖八）



圖八：HIFUplex探頭漩渦式聲鉗相位分區示意圖。Time delay的欄位為程式設定每一個陣元時間延遲後產生的矩陣。（ FOCUS的時間單位為週期，0.125即0.125個週期，轉換成相位即 0.25π ）（作者自繪）

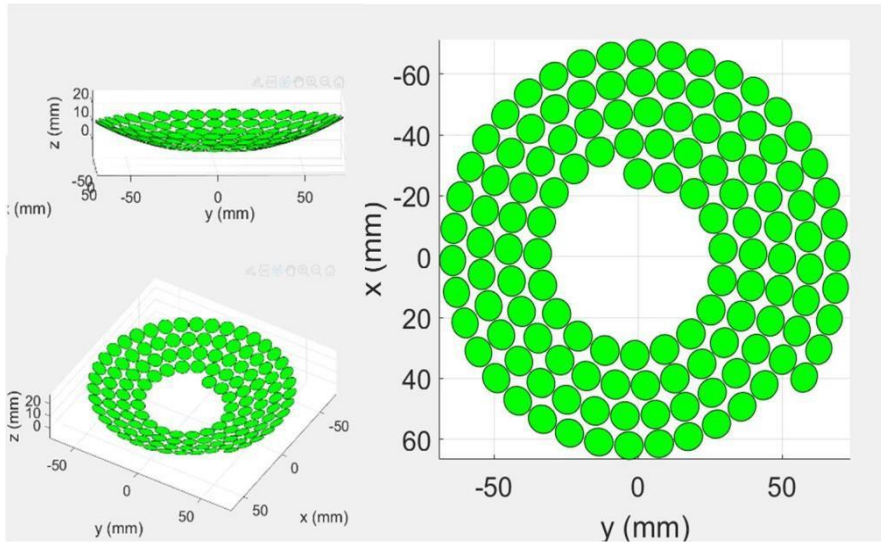
考慮各分區陣元數量的平衡及位置的對稱，以此確保聲鉗橫切面為完整的空心圓，這裡分八區每一區，每一區增加 0.125π 的相位延遲，對角的分區相差為 1π 剛好可以在原聚焦點產生破壞性干涉，在中心產生無壓區。而當我們實際在水中測試時，中心因沒有聲壓分布便沒有氣泡產生。相對的在周圍壓力最大的區域產生一圈氣泡。

（四）、結合及其可能性

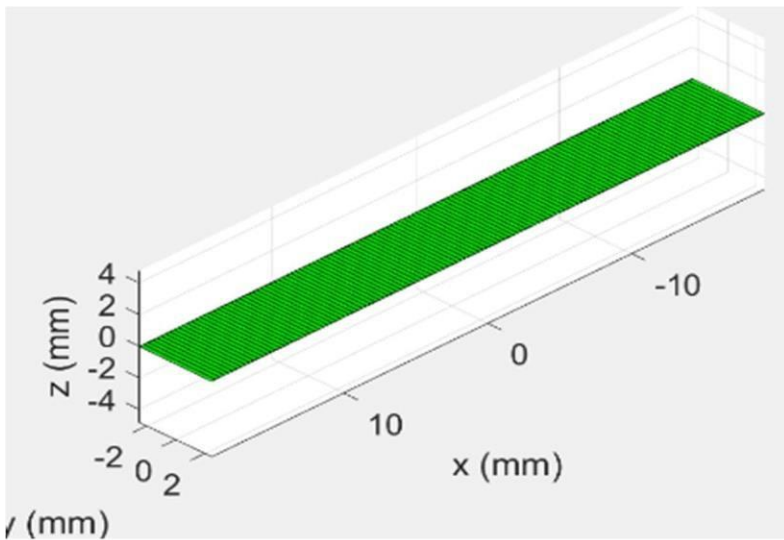
最後，我們將探討將前幾個項目結合的可行性，透過阿基米德螺旋狀的探頭髮射漩渦狀的超聲波並以艾里光束的行進路線前進。在波形結構穩定的情況下，我們希望最後驗證雷射光透過此路徑前進是否能達到預期的偏折的效果，或甚至漩渦狀的波行究竟能順利搭配艾里光束的軌跡。

肆、研究結果與討論

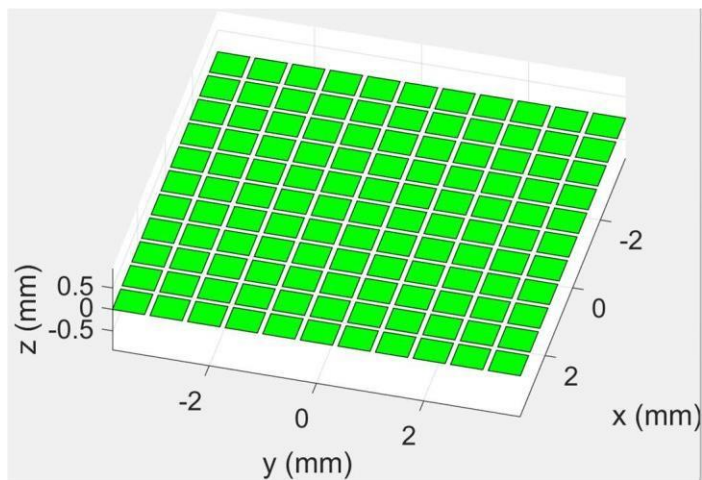
一、探頭



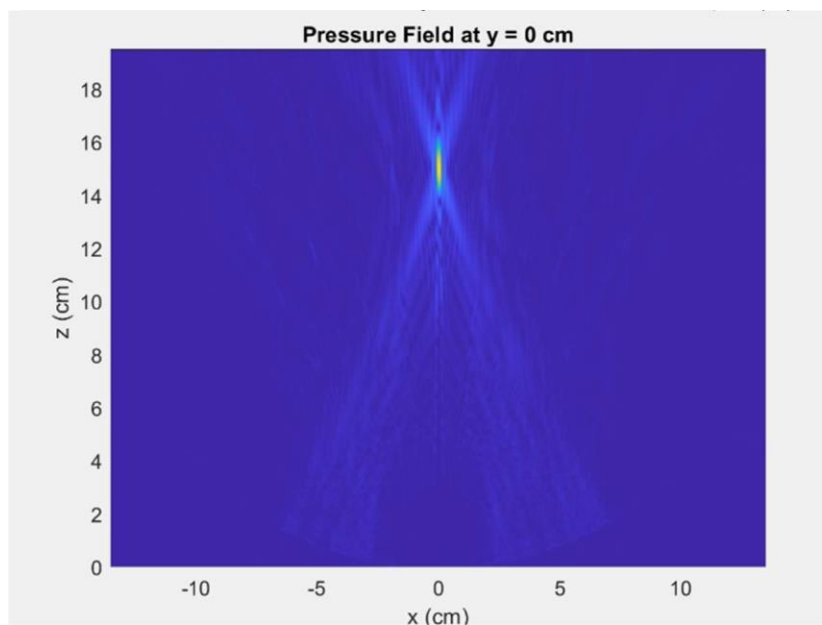
圖九: HIFUplex探頭陣列，
大小和各陣元面向角度
皆和現實相等（作者自繪）



圖十: 線型陣列探頭（作者自繪）



圖十一: 平面陣列探頭 (作者自繪)

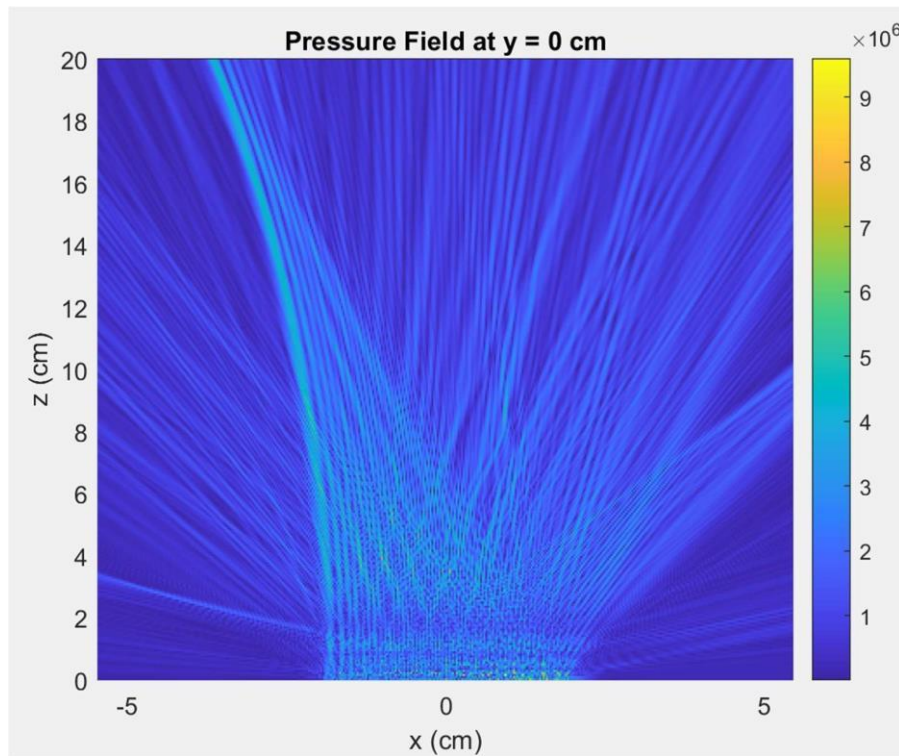


圖十二: HIFUplex未調整時自然聚焦，焦點約在Z=15 (作者自繪)

trans_planewave							
128x1 struct with 7 fields							
Fields	shape	amplitud	phase	time_dela	center	euler	radius
1	'circ'	1	0	0.6250	[-0.0272,0...	[0.1812,0,0]	0.0050
2	'circ'	1	0	0.5000	[-0.0258,0...	[0.1723,0....	0.0050
3	'circ'	1	0	0.5000	[-0.0207,0...	[0.1386,0....	0.0050
4	'circ'	1	0	0.3750	[-0.0126,0...	[0.0847,0....	0.0050
5	'circ'	1	0	0.3750	[-0.0027,0...	[0.0180,0....	0.0050
6	'circ'	1	0	0.2500	[0.0078,0....	[-0.0529,0...	0.0050
7	'circ'	1	0	0.2500	[0.0175,0....	[-0.1181,0...	0.0050
8	'circ'	1	0	0.1250	[0.0254,0....	[-0.1702,0...	0.0050
9	'circ'	1	0	0.1250	[0.0305,0....	[-0.2039,0...	0.0050
10	'circ'	1	0	0.1250	[0.0324,-0...	[-0.2161,-...	0.0050
11	'circ'	1	0	1	[0.0308,-0...	[-0.2063,-...	0.0050

圖十三: 設定完探頭後產生的探頭資料表格，縱軸代表不同的陣元，橫軸代表各陣元不同參數 (作者自繪)

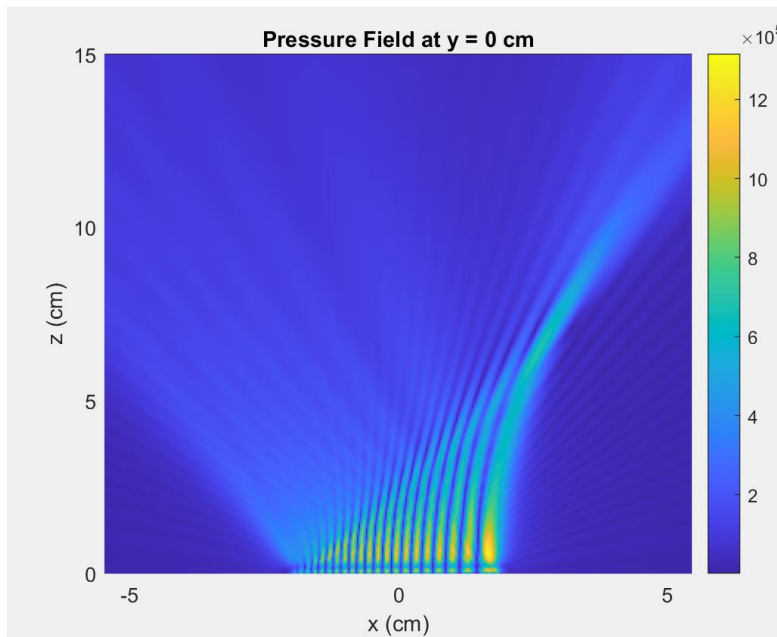
二、發射路徑



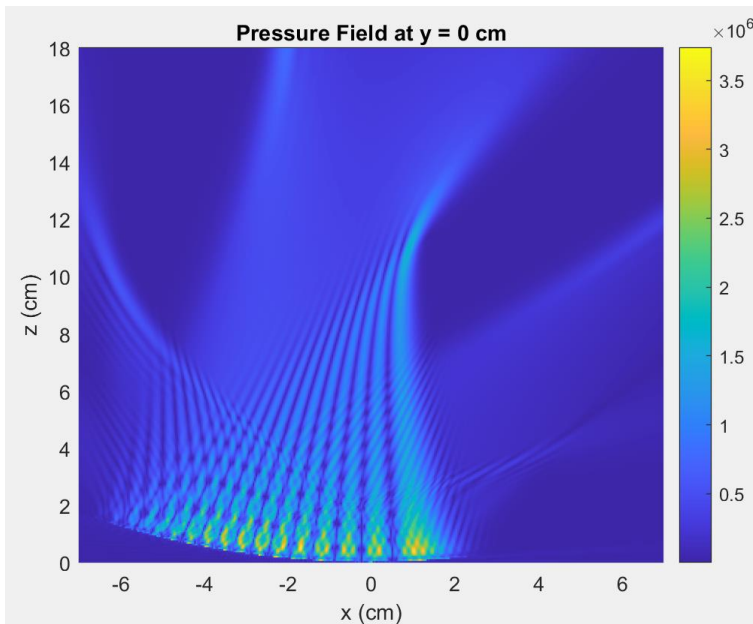
圖十四－1：線型陣列探頭導入艾里函數的相位在 $y=0$ 的平面上的聲壓分佈圖
(作者自繪)

```
for ii = 1:elements_x
    x1(ii) = transducer_array(ii).center(1)-transducer_array(elements_x).center(1);
    if airy(b*x1(ii)) >= 0
        phase_x1(ii) = pi ;
    else phase_x1(ii) =0;
    end
    transducer_array(ii).phase = phase_x1(ii);
end
```

圖十四－2：設定線型陣列探頭導入艾里函數的相位的程式
(作者自繪)



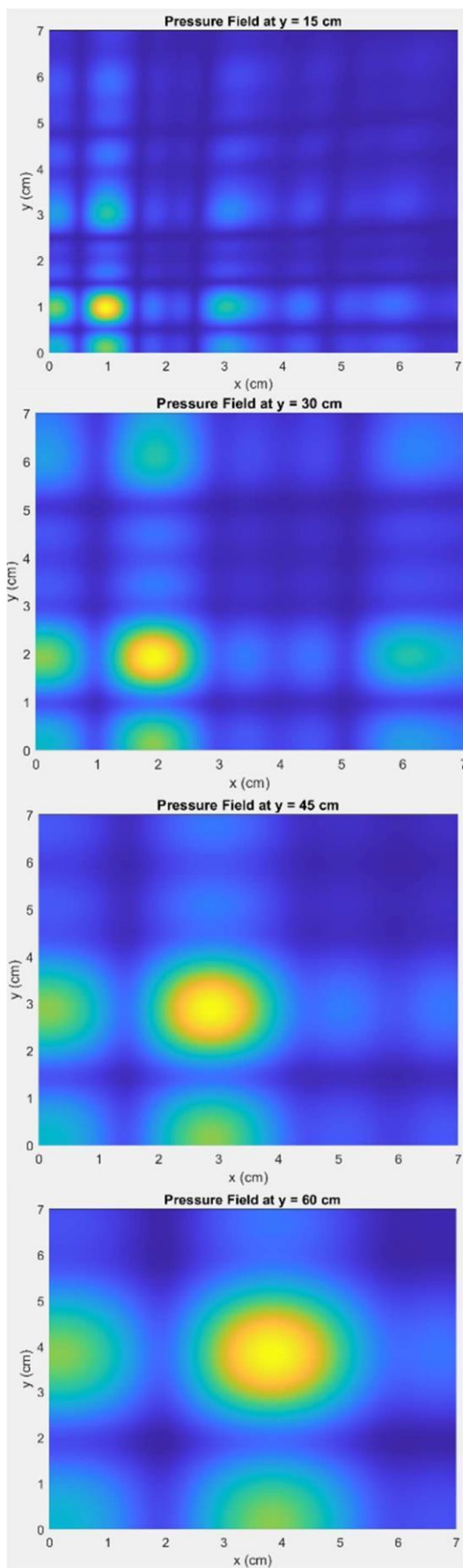
圖十五－1：線型陣列探頭導入艾里函數的強度在 $y=0$ 的平面上的聲壓分佈圖及其設定相位的聲壓分布（作者自繪）



圖十五－2:HIFUplex弧形陣列探頭導入艾里函數的強度在 $y=0$ 的平面上的聲壓分佈圖及其設定相位的聲壓分布（作者自繪）

```
for ii = 1:elements_x
x1(ii) = transducer_array(ii).center(1)-transducer_array(elements_x).center(1);
    transducer_array(ii).amplitude = airy(b*x1(ii));
end
for ii = 1:elements_x
    transducer_array(ii).amplitude = transducer_array(ii).amplitude / 0.6;
end
```

圖十五－3:設定線型陣列探頭導入艾里函數的強度的程式（作者自繪）



圖十六-1：平面陣列探頭導入艾里函數的相位在 $z=15, 30, 45, 60$ 的平面上的聲壓分佈（作者自繪）

```

for ii = 1:elements_x
    for jj = 1:elements_y
    %         if transducer_array(ii,jj).center(1) < 0;
    %         if transducer_array(ii,jj).center(2) < 0;
        x1(ii) = transducer_array(ii,jj).center(1)-transducer_array(elements_x,elements_y).center(1);
        y1(jj) = transducer_array(ii,jj).center(2)-transducer_array(elements_x,elements_y).center(2);
        position(ii,jj).position = [x1(ii) y1(jj)];
        position(ii,jj).airy = airy(b*position(ii,jj).position(1))*airy(c*position(ii,jj).position(2));
        if position(ii,jj).airy >= 0;
            position(ii,jj).phase_a = 0;
        else position(ii,jj).phase_a = pi();end
        position(ii,jj).phase_v = vortex_8(ii,jj);
    %         transducer_array(ii,jj).phase = position(ii,jj).phase_a;
    %         transducer_array(ii,jj).phase = position(ii,jj).phase_a; %position(ii,jj).phase_v
    %         transducer_array(ii,jj).phase = position(ii,jj).phase_a;
    end
end

```

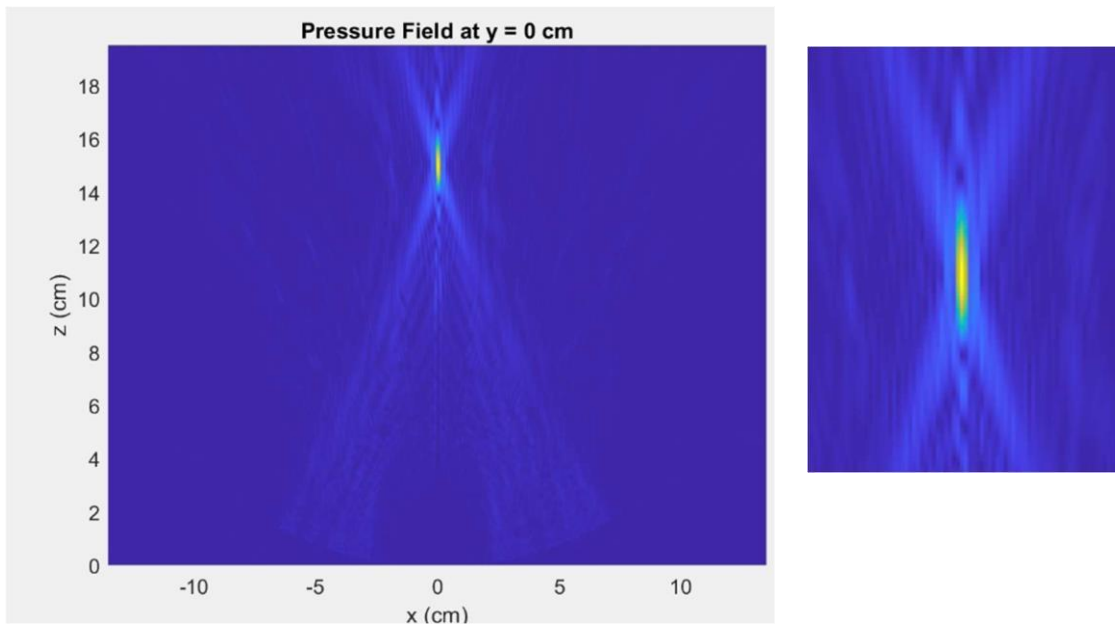
圖十六-2：設定平面陣列探頭導入艾里函數的相位的程式（作者自繪）

圖十五-1是線型陣列導入艾里函數相位產生的聲壓圖。將圖中聲壓最密集點的圖上x座標和y座標（分別為實際空間中的x橫向座標和z軸向座標）擬合。艾里函數的軸向路徑是一個二次曲線^[2]，x橫向座標為z軸向座標的二次函數，和擬合結果相符。

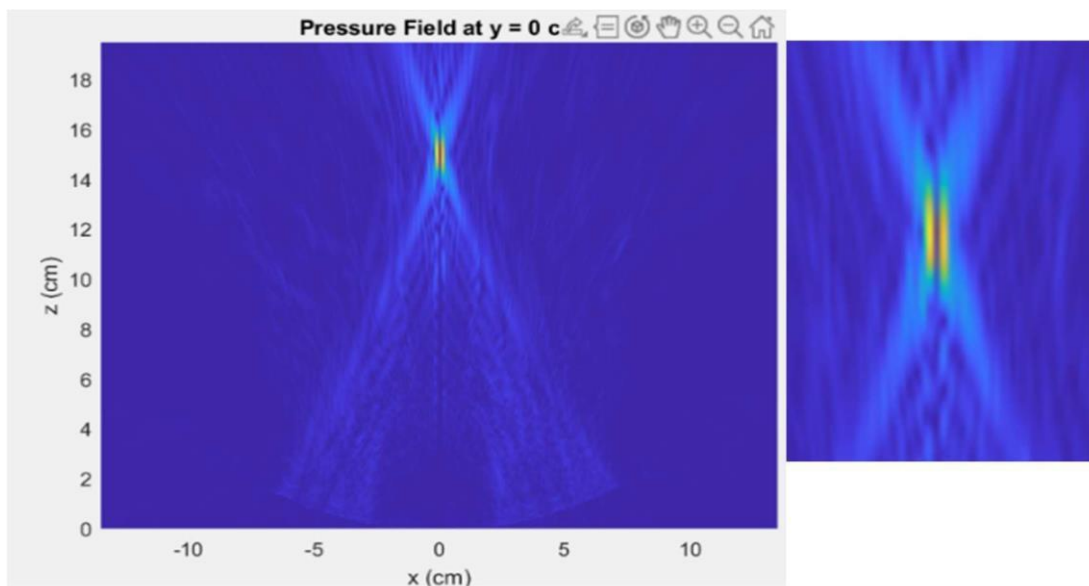
按照艾里函數的性質，以隨機一點座標帶入艾里函數後，輸出的函數值為波在該點的相對強度，聲壓分佈如圖十五-1。但調整相位也可以達到製造相對強度差的目的（圖十四-1）。比較後發現，雖然直接調整強度可以使路徑上的聲壓強度和周圍區域的強度對比更大，然而我們最終需要的是在水中打出空泡，需要足夠的能量。若調整陣元強度，則便無法運出探頭所能達到的最大功率；若調整相位，雖然主軸強度相對於周圍對比較小，但由於各個陣元皆是以最大功率發射超聲波，因此主軸的聲壓也會更強，更為容易打出空泡。

圖十六-1是平面陣列導入艾里函數產生的聲壓圖，將各個聲壓最密集的點的z軸向座標和各深度橫切面上點距離艾里波路徑原點的距離做擬合，一樣為一二次函數，符合艾里函數的特性。

三、漩渦式聲鉗



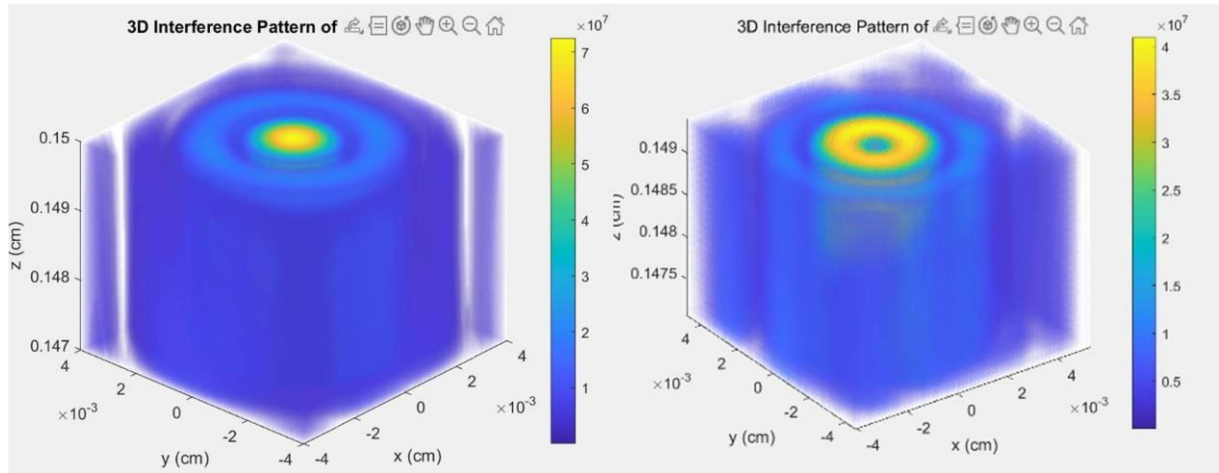
圖十七-1：HIFUplex探頭在y=0平面自然聚焦的聲壓分布圖（作者自繪）



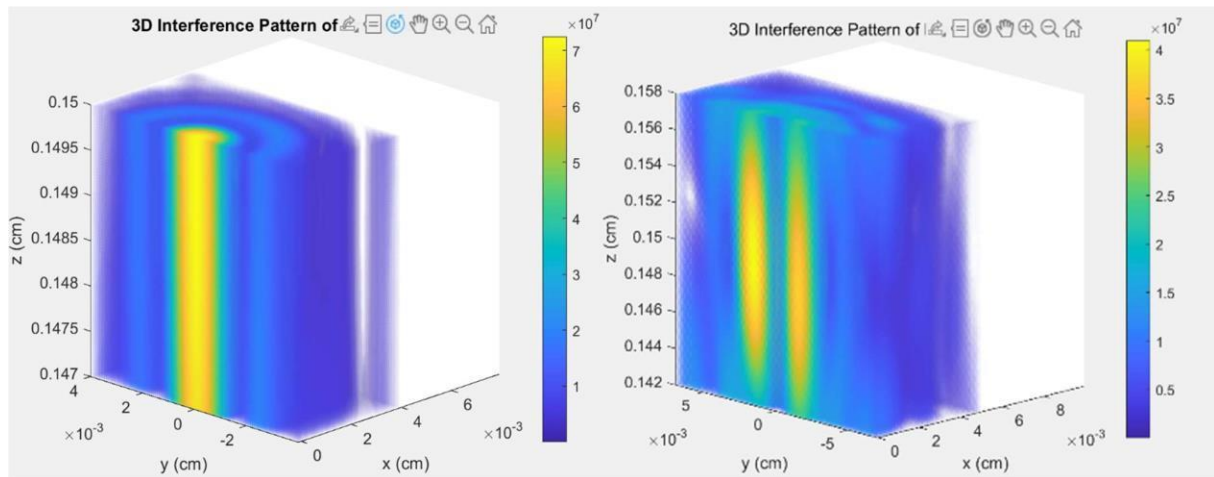
圖十七-2：加入漩渦式聲鉗的聲壓分佈圖（作者自繪）

```
for ii = 1:elements_x
    trans_planewave(ii).phase = 2*pi*trans_planewave(ii).time_delay;
end
```

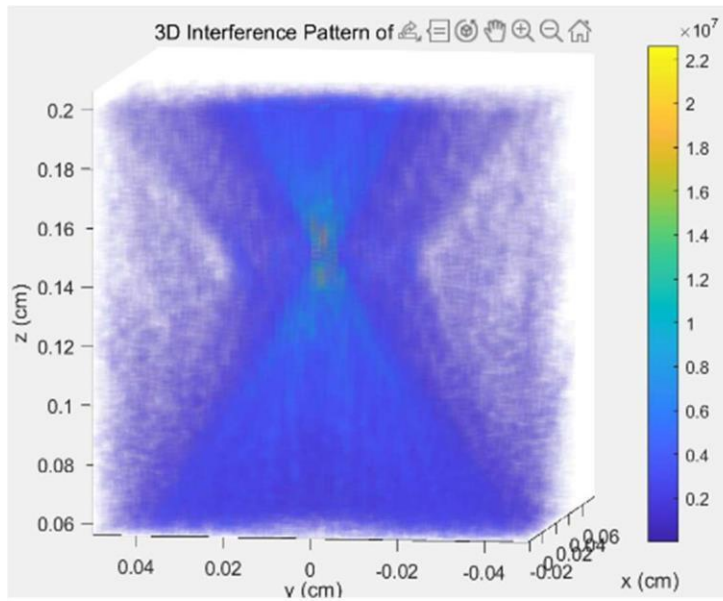
圖十七-3：漩渦式聲鉗的相位設定程式（作者自繪）



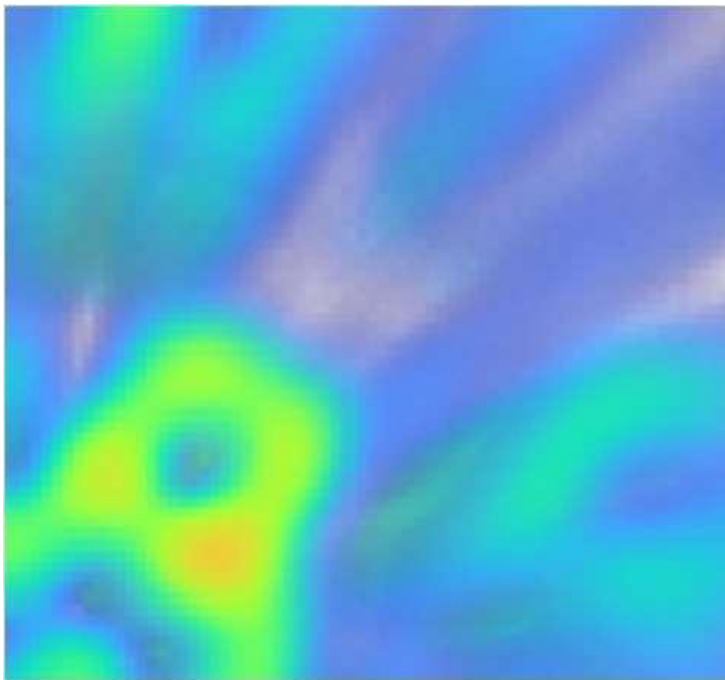
圖十八-1：HIFUplex探頭不調整相位時加（左），和加入漩渦式聲鉗（右）的立體聲壓分佈圖， $z=15$ 的橫切（作者自繪）



圖十八-2：HIFUplex探頭不調整相位時加（左），和加入漩渦式聲鉗（右）的立體聲壓分佈圖， $y=0$ 的縱切面（作者自繪）



圖十八-3：HIFUplex探頭加入漩渦式聲鉗的立體聲壓分佈圖，漩渦式聲鉗的外圍結構（作者自繪）



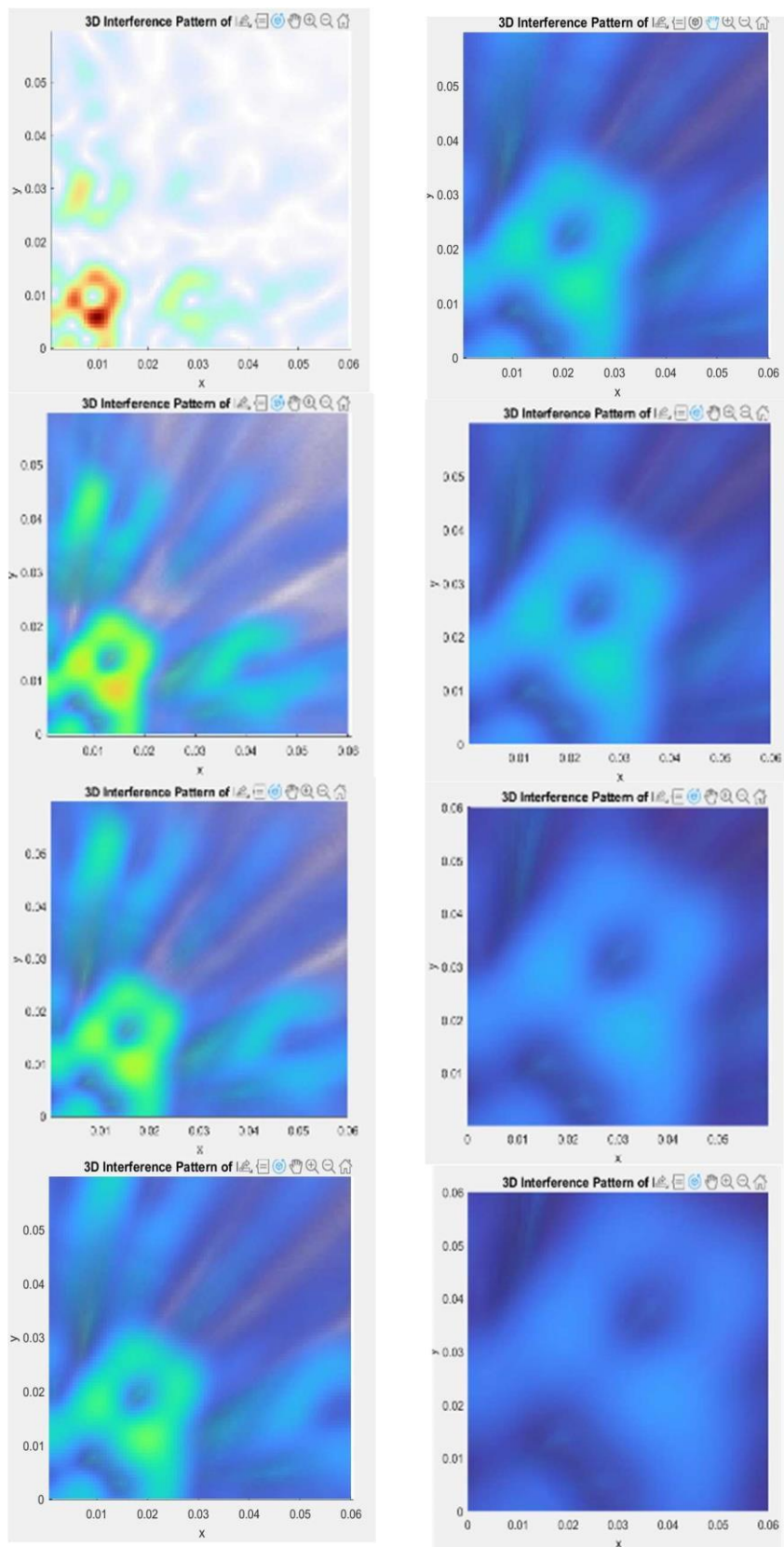
圖十八-4：平面矩形探頭加入漩渦式聲鉗的聲場橫切面（作者自繪）

圖十八-2為HIFUplex 導入漩渦式聲鉗的程式和結果。調整漩渦式聲鉗時，各分區的陣元數量和整體陣元的分佈都會影響漩渦的完整性^[3]，圖十八-4的漩渦是由平面矩形探頭，可以發現有四個突角，原因是和矩形四個角距離中心相同距離半徑內的陣元分佈不平均，僅有四個角落有，因此便有突出；若是使用HIFUplex探頭（圖十八-1），便能得到近乎完美的漩渦。

比較沒有漩渦式聲鉗和加入漩渦式聲鉗後，聲場在焦點的結構。加入漩渦式聲鉗的相位差後，原本聲壓聚集的地方（焦點處半徑約0.7公分的圓柱體）因破壞性干涉聲壓減少百分之80；而原本聲壓較為稀疏的地方（焦點處半徑約2公分的薄殼圓柱）因為建設性干涉聲壓增加約4倍。

（四）、結合及其可能性

透過前二者的結合，我們觀察到結果確實有漩渦狀及艾里光束的一些特徵（圖十五），而其效果接近理想狀況。由圖中可以觀察到兩者結合時漩渦狀超聲波和艾里光束會產生明顯的匯聚點，而因並非全部的超聲波皆能完整的隨著指定角度偏折，故匯聚效果將沒有一般直線漩渦穩定。我們自圖十九中可以看到隨著距離探頭越遠，其呈現向右上偏移的趨勢。雖整體的封閉漩渦環狀並未因結合軌跡的改變而被嚴重破壞，當距離探頭超過約40公分時漩渦狀超聲波所呈現的環狀效果相較靠近探頭的前半段有壓力嚴重減弱的情形。

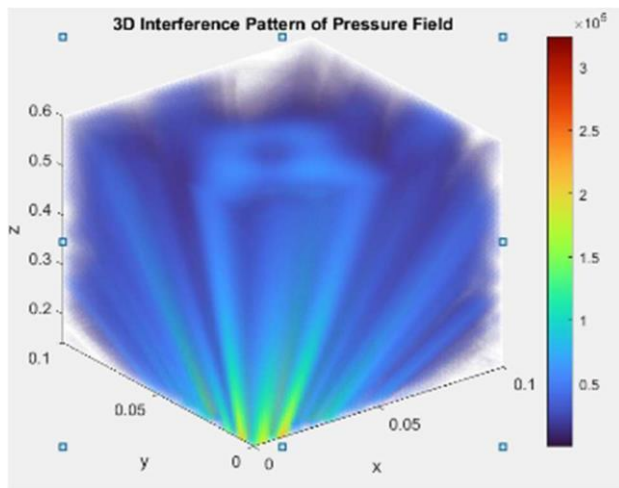


圖十九-1：HIFUPlex 探頭經調整後發射漩渦狀超聲波沿艾里光束之軌跡前進之聲場壓力分佈。

第一直排分別為距離探頭15, 20, 25, 30公分的聲壓剖面。

第二直排分別為距離探頭35, 40, 50, 60公分的聲壓剖面。

(作者自繪)

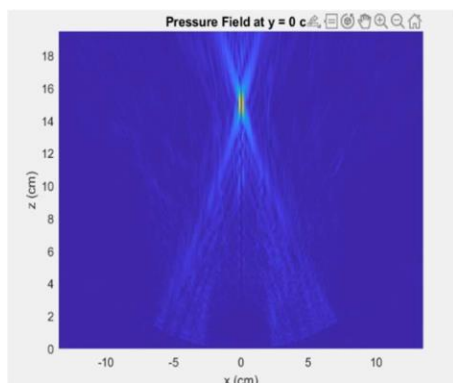


圖十九-2：HIFUPlex探頭經調整後發射漩渦狀超聲波沿艾里光束軌跡行進的整體結構圖。（作者自繪）

二、Verasonics 實際操作結果及引導光束之效果

（一）、實驗準備

在經過模擬系統檢測後，我們將運用Verasonics系統實際在水箱中按照程式所寫出的延遲時間和壓力強度等等打出超聲波，並透過水聽筒進行掃聲場，將超聲波實際在水下的壓力分佈轉換成如模擬程式的壓力分佈圖。首先我們需先確認一切架設器具皆有對準且聚焦正確於15公分處。（圖二十）在完成所有準備後我們將先前FOCUS上的模擬程式在經過格式上的調整後匯入Verasonics並讓其按程式發射超聲波。

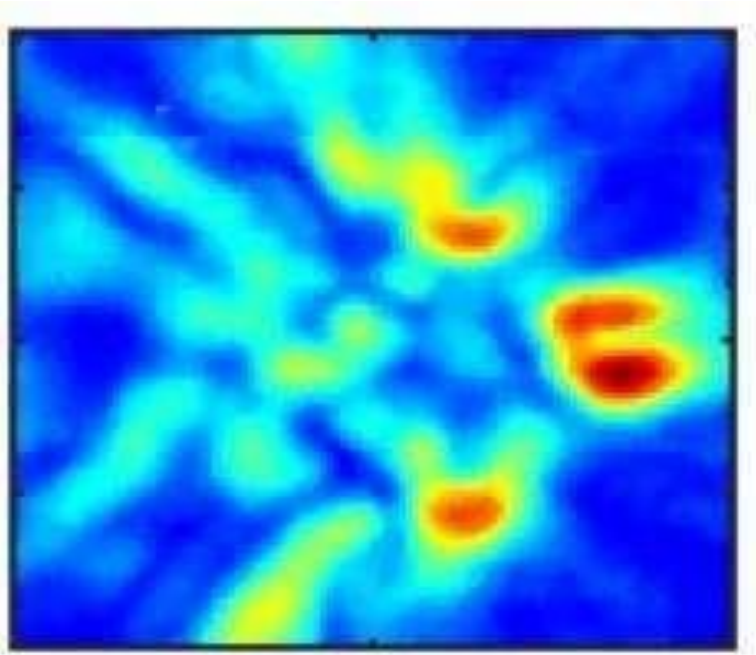


圖二十：確認聚焦位置於15公分處（作者自繪）

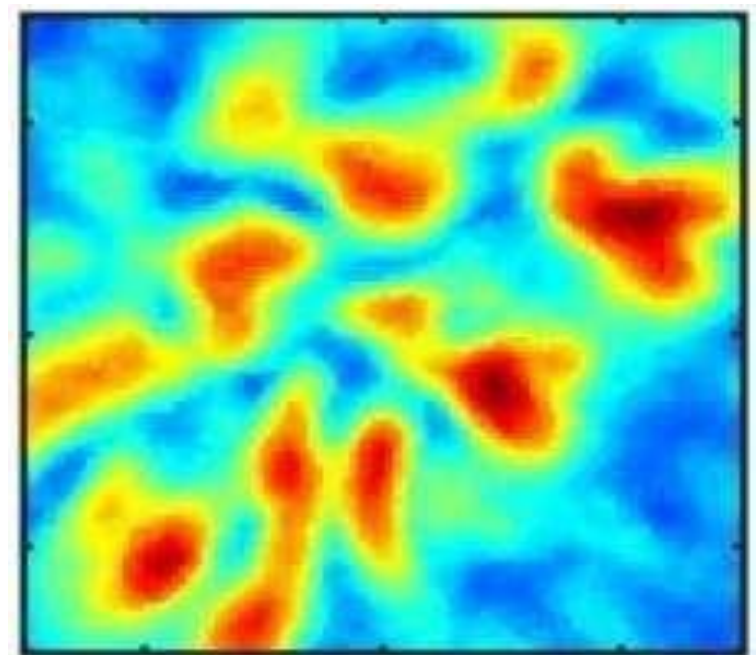
（二）、漩渦狀超聲波及艾里光束結合的探討

由於模擬式基於理論與程式所預計出來的，實際操作的結果並不一定能像FOCUS系統模擬結果一樣完美，我們最後用水聽筒掃出聲場得出結論也是發現模擬時就存在的結構問題就存在，甚至較模擬的結果有更為明顯的結構薄弱之處。（圖二十一、二十二）而結構之不穩定及不完整將影響整體形成的氣泡壁，進而影響雷射光在水中行進路線的折射，最終我們

也在如圖十七、十八的結果發現在超聲波從探頭處打出後所產生的結構由於不完整將導致光束難以完全約束在我們期望的軌跡上。因此雖然我們的漩渦狀超聲波大致前進路線有按照預期的艾里光束前進，但在引導具直線性的光束這方面會因結構之漏洞處偏離期望的軌跡。



圖二十一：HIFUplex探頭沿艾里光束路徑打出漩渦狀超聲波聲場，可見較模擬結構較為不完整（作者自繪）



圖二十二：HIFUplex探頭沿艾里光束路徑打出漩渦狀超聲波聲場，可見中間有淺藍的低壓中空處和四周的高壓氣泡壁，但結構較為破碎且不完整（作者自繪）

伍、結論

經由本次研究，我們已得到的結論雖尚未達到非常完整的利用氣泡壁的折射與反射使光線轉向，但對於結合漩渦狀超聲波和艾里光束的軌跡結合有不錯的成果。我們從探頭資料的匯入到探討如何讓超聲波達成類似艾里函數的拋物綫軌跡，並結合漩渦式聲鉗使聲場在聚焦的位置由實心圓柱變為空心圓柱。結合兩者後成功打出由氣泡壁構成的通道並嘗試讓光在其中反射達到引導光束的效果，最後以水聽筒觀察到了漩渦狀超聲波沿規劃方向進行偏折。然而由於過多的要素合在一起，導致最後實際操作時每顆元件發射互相干擾使波型難以維持且產生的氣泡壁結構較不穩定。參考過去學者所實驗的數據，本次實驗我們成功使軌跡不僅以相較文獻內數據大的角度偏折，路徑更是以接近艾里光束的弧線前進。（表一）

表一：漩渦的圓心座標對照表。縱深（聲場主軸上各點和探頭的軸向距離）、位置（給定縱深時聲場橫切面的坐標）（作者自繪）

縱深 (z) (cm)	15	20	25	30	35	40	50	60
位置 (x, y)(cm)	(1,1)	(1.5,1.5)	(1.8,1.8)	(2,2)	(2.5,2.5)	(2.8,2.8)	(3.5,3.5)	(4,4)

在確認有偏折且軌跡與預計路線相近，但最終因聲波互相干擾而使其光導效果和所期望的獨立能完整引導光束仍有進步空間。光在距離探頭約50公分處就因氣泡壁過於鬆散而無法沿指定路徑完成穩定的光導，因此未來我們一大研究方向就是繼續實驗如何能夠完善氣泡壁結構，透過調整探頭及加強聲壓等變因讓其產生的氣泡壁能夠完整的沿指定路徑前進，進而達到更好、更多元的隱形效果。

陸、未來展望

在經過實際操作後我們發現軌道為直線時聚集較易且效果極佳，但加上艾里光束的軌跡後則容易相互干擾而導致不穩定。從實驗數據得知在單獨發射艾里光束的實驗模擬中，若聲壓足夠的情況下最高可以偏折到約24度，若以標準的7.4cm棒球為繞行的目標物件所需距離約8.3公分；而以本次實驗模擬的偏折角度約為3度，若同樣希望繞過一顆標準棒球則需約70公分。在參考此數據下，我們希望透過調整探頭參數和加強聲壓進行穩固結構，使我們在現實中也能操作出這樣大角度的效果為首要目標。

未來更希望朝在探頭一定距離前仍可穩固超聲波波型結構並加大調整角度前進，寫出具備持續穩定且可隨意控制偏折角度的控制程式，給予使用者自由操控偏折角度及聚焦的自由，讓此技術能夠在更廣泛的應用。同時希望其在醫療等方面可以應用於或取代現在許多光學或需侵入式觀察的儀器，利用超聲波進行光束的聚焦或讓觀察者繞過人體組織觀察無法直接看到的地方。

柒、參考文獻資料

- [1] Chiu, C.-C., & Lin, C.-M. (2008). High-speed full-field optical coherence tomography at 1.3 μ m using a buffer-less swept laser source. *Optics Express*, 16(17), 12880-12889.
- [2] Efremidis, N. K., Chen, Z., Segev, M., & Christodoulides, D. N. (2019). Airy beams and accelerating waves: an overview of recent advances. *Optica*, 6(5), 686-701.
- [3] Hu, C.-W., Hsieh, Z.-H., Huang, C.-H., Li, M.-L., & Yeh, C.-K. (2024). Acoustic Vortex-based Dynamic Lens for Light FOCUSing and Steering. *Optics Letters*, 49(21), 6341 – 6341. <https://doi.org/10.1364/ol.539872>
- [4] M. G. Scopelliti and M. Chamanzar (2019), “Ultrasonically sculpted virtual relay lens for in situ microimaging,” *Light: Sci. Appl.* 8(1), 65 (2019).
- [5] M. Chamanzar, M. G. Scopelliti, J. Bloch, N. Do, M. Huh, J. Iafrati, V. S. Sohal, M.-R. R. Alam, M. M. Maharbiz, D. Seo, J. Iafrati, V. S. Sohal, M.-R. R. Alam, and M. M. Maharbiz (2019), “Ultrasonic sculpting of virtual optical waveguides in tissue,” *Nat. Commun.* 10(1), 92 (2019).
- [6] Waxler, R. & Weir, C. E. Effect of pressure and temperature on the refractive indices of benzene, carbon tetrachloride, and water. *J. Res. Natl. Bur. Stand. A Phys. Chem.* 67A, 163 (2012).
- [7] Y. Karimi, M. G. Scopelliti, N. Do, M.-R. Alam, and M. Chamanzar, “In situ 3D reconfigurable ultrasonically sculpted optical beam paths,” *Opt. Express* 27(5), 7249 – 7265 (2019).
- [8] Zhang, S., Xue, H., Li, Y., Han, J., Liu, H., Li, L., & Cui, T. J. (2023). Generation and regulation of two-dimensional autofocusing Airy beams based on holographic metasurfaces. *Journal of Information and Intelligence*, 1(3), 182 – 196. <https://doi.org/10.1016/j.jiixd.2023.05.002>
- [9] Inscopix, Inc. (2025, May 20). *GRIN Lenses & Streamlined Workflow Solutions - Inscopix, Inc.* <https://inscopix.com/lenses-viruses/>

- [10] Zhang, Y., Zhong, H., Belić, M. R., & Zhang, Y. (2017). Guided Self-Accelerating Airy Beams — A Mini-Review. *Applied Sciences*, 7(4), 341. <https://doi.org/10.3390/app7040341>

【評語】 051812

本作品以光在水中被空氣泡全反射來引導光束在水中的路徑，設計光線繞過了不透光之實物。成功將聲場控制與光導現象結合，驗證了艾里函數與漩渦相位調控在三維聲場中的可行性，對於非侵入式光學操控的應用提出具體且具潛力的模型。資料呈現詳實，具備工程設計與研究報告應有的水準。建議進一步發展，補充光導路徑偏折角、偏移距離與漩渦穩定區長度的誤差範圍與變異分析，加強數據可信度。另外，應用層面可進一步延伸，雖提及醫學應用潛力，但建議對比現有光學繞射或聲學導引技術，明確凸顯本研究模型的獨特優勢與未來應用挑戰。

作品海報

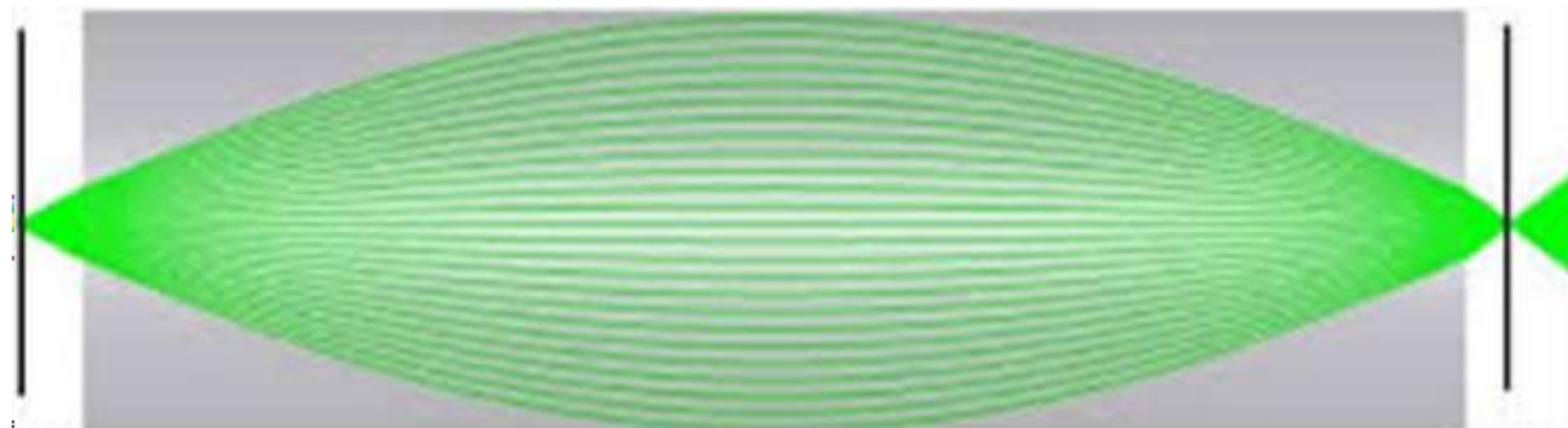
隱形斗篷-超聲波在水下光導之探討

前言

「隱形」是流行影音作品常用到的題材，但光線具有直線性也更不會隨意穿透實物是自小以來就知道的常識，欲達到隱形的效果必須由人為刻意引導，使光線路徑穿透或繞過物體，例如光纖、梯度折射率透鏡（GRIN Lens）等等（圖一）。但現有技術效果皆不盡理想且需要實體去引導光束，因此本次實驗希望在無實物時達到相同效果。

聲波在介質製造不均勻的壓力下，可以使介質性質出現細微改變，尤其是超聲波，在介質中的壓力波會使其產生空化效應。由此我們欲探討如何藉由調整超聲波性質與參數進而控制光線路徑及匯聚等。

目前超聲波對介質影響和雷射光的效果，主要用於醫學方面。透過超聲波製造混濁介質，已有做出利用超聲波直線短距離對光束的匯聚並達到深層穿透的效果之相關研究。開發此項技術的最初目的是用於對人類腦神經做更深層的研究或進行腫瘤治療，但由於現有技術不允許且不夠精細，此項技術目前止步於理論階段。故本研究希望運用類似原理做到光束引導之效果達到單光束的光導使其繞過實物，進而達到隱形之效果。

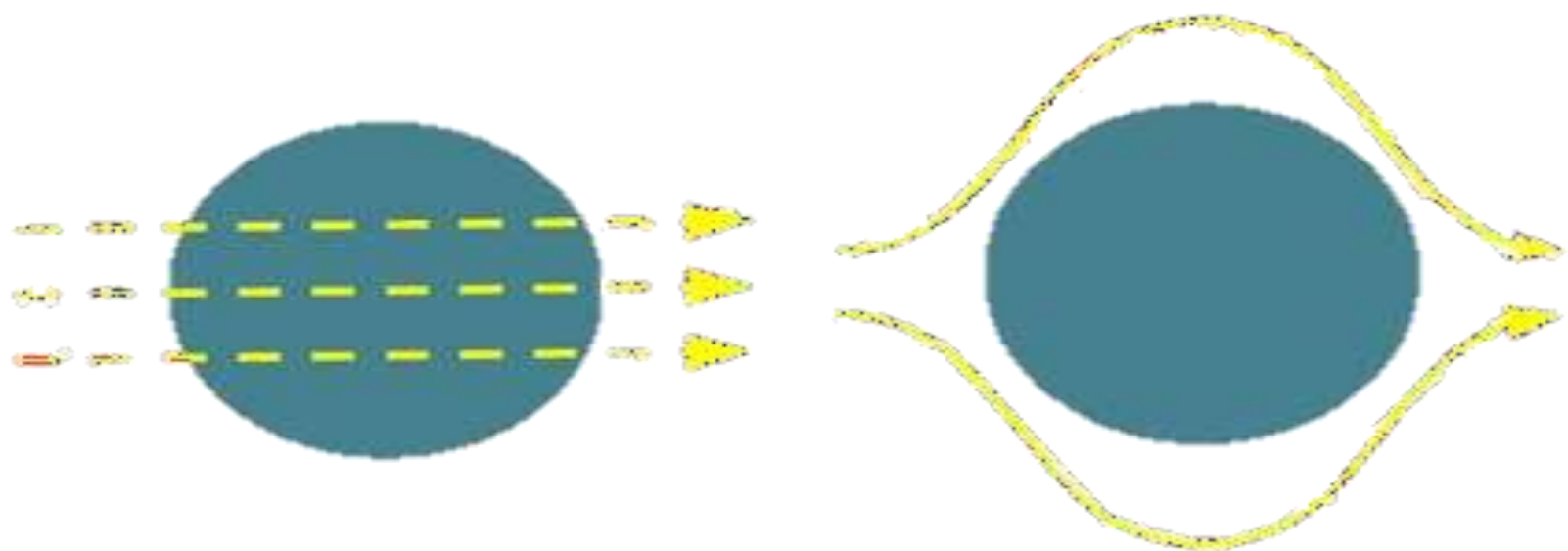


圖一：梯度折射率透鏡示意圖
淺灰色為透鏡本身
綠色為透鏡內光束軌跡
（圖片擷取自網路 Inscopix, inc.）

研究目標

我們欲探討超聲波和光的交互作用，藉由超聲波的可控及多樣性調整，以設計一套參數和模型，試圖引導光束繞過一個不透光的實物達到單光束的隱形。若可建構出完整的弧形通道，可使光束繞過了一個不透光之實物，則成功在非藉由實體工具下實現隱形（圖二）。實驗將分為以下三個階段依次進行：

- 一、透過電腦模擬系統發射艾里光束路徑之超聲波及漩渦式波形
- 二、模擬漩渦式超聲波及艾里光束軌跡的結合
- 三、實際試驗結合之效果

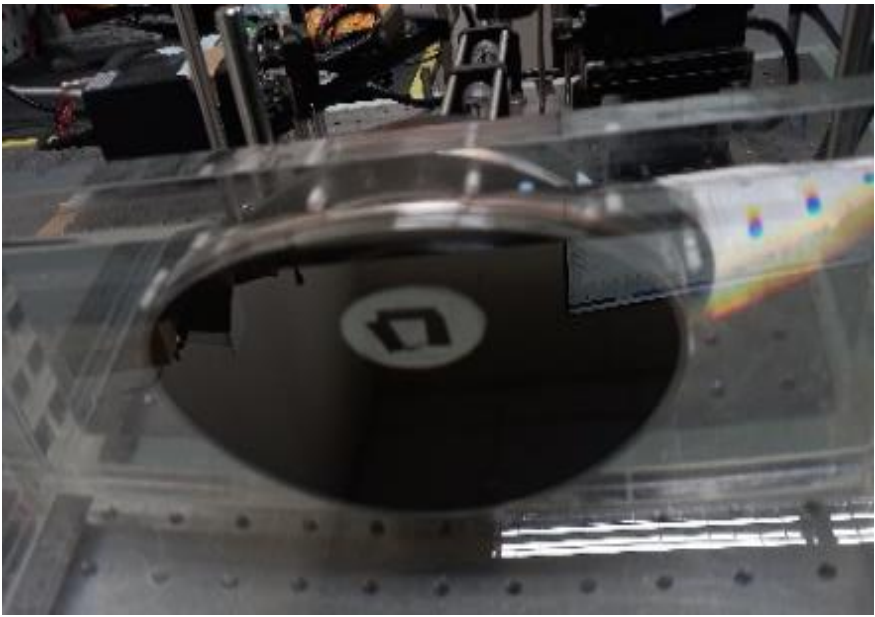


圖二：光線前進示意圖

研究器材及方法

研究器材

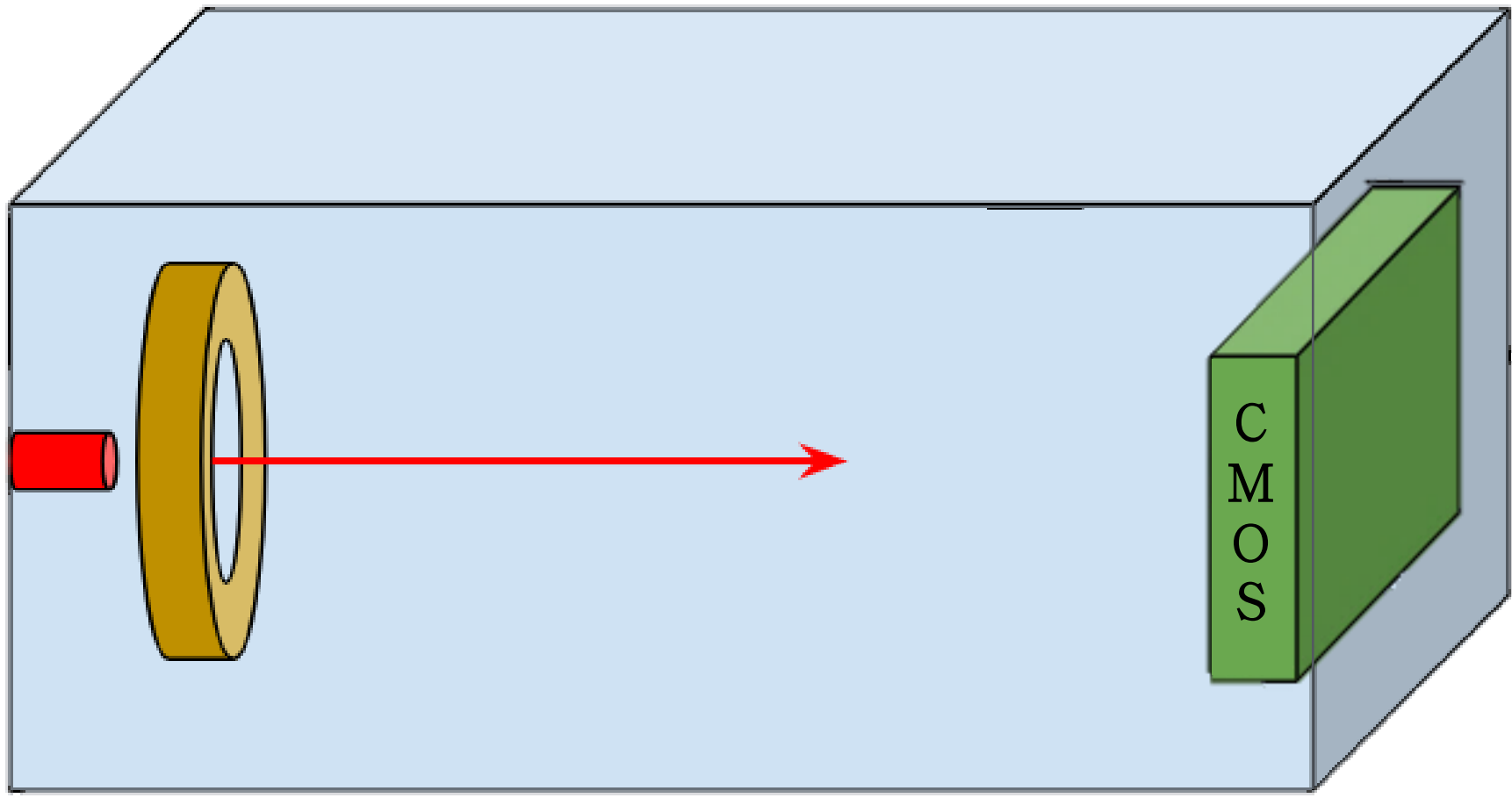
- 一、HIFUPlex探頭（圖三）
- 二、子彈型水聽筒
- 三、DI Water（二次水）
- 四、CMOS 相機（圖四）
- 五、壓克力製水箱（60cm x 30cm x 20cm）
- 六、雷射（綠光532nm）
- 七、Verasonics 超聲波統系
- 八、Focus 超聲波系統
- 九、波形產生器



圖三：HIFUPlex探頭



圖四：CMOS相機



圖五：測試裝置示意圖
黃色圓環為 HIFUPlex 探頭緊貼水箱壁上
紅色圓柱及箭頭為雷射
綠色方塊為 CMOS 相機
實驗時將再探頭和相機間放置欲使隱形障礙物

研究過程及架構：超聲波發射及聲場模擬

在電腦中會出本次實驗探頭的發射元件排列

- 探頭描繪：HIFUPlex 陣元以阿基米德螺旋排列（碗狀）

以繪製的探頭為基礎發射欲探討的超聲波波形和軌跡

- 發射路徑：使聲壓最強的那根主軸沿著弧線前進，以此達成繞過物體的目標
- 建構通道：將聲壓偏移到路徑周圍形成中心不具聲壓的通道

探討如何將前步驟之結果經由調整成功結合

- FOCUS 模擬結合及其可能性：通道結合發射路徑，延規劃弧形前進，達到使光由期望路徑偏折

實際透過水聽筒檢測現實超聲波結合的成效

- Verasonics 操作：透過 Verasonics 系統在水中打出超聲波並由水聽筒及相機檢測光導成效
 - 1.在壓克力水箱中裝滿二次水並將雷射和探頭對焦後在水箱另一端架設 CMOS 相機
 - 2.用波形產生器將 VeraSonics 系統和探頭、相機等設備同步串聯

研究結果與討論

Focus 系統模擬結果及分析

透過 Focus 系統完成探頭設定及發射超聲波指令的聲場壓力分佈及路線，為後續實驗進行預測。

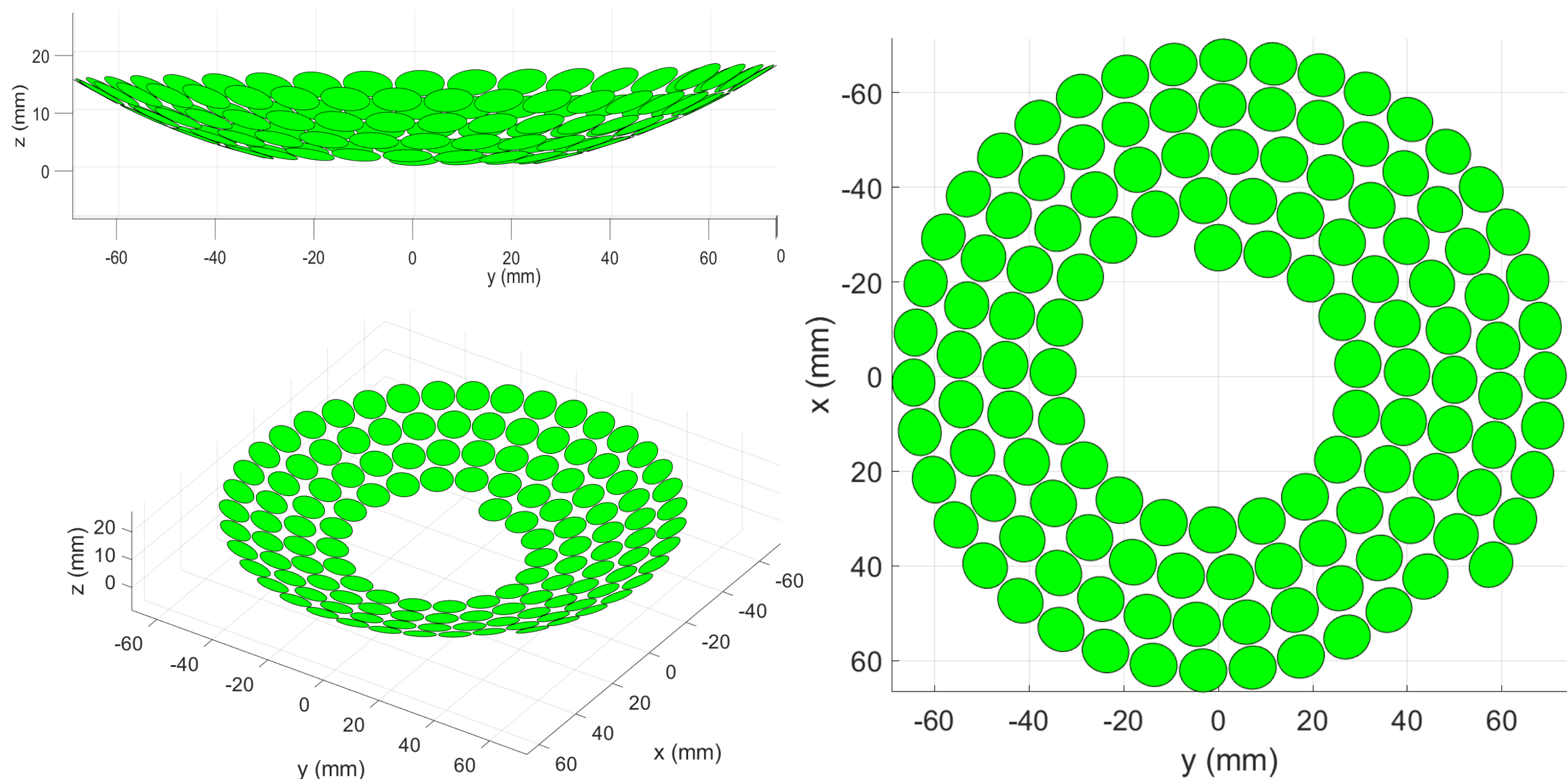
（一）超聲波發射器（探頭）設定

超聲波探頭是由許多陣元（發聲單元）組成的陣列。在系統中設定探頭時每個陣元可調整的參數包括形狀、長寬高、位置、角度的幾何結構及初始相位、聲壓強度、時間延遲（圖六）。各欄位為各個可調整的參數。本研究使用 HIFUPlex 探頭是由128個陣元組成的陣列（圖七）。

64x1 struct with 7 fields

Fields	shape	width	height	amplitud	phase	center	euler
1	'rect'	0.0020	0.0039	0.0889		0[-0.0654,0...	[0.4515,0,0]
2	'rect'	0.0020	0.0039	0.0300		0[-0.0635,0...	[0.4372,0,0]
3	'rect'	0.0020	0.0039	0.3365	3.1416	[-0.0616,0...	[0.4228,0,0]
4	'rect'	0.0020	0.0039	0.1563		0[-0.0596,0...	[0.4085,0,0]
5	'rect'	0.0020	0.0039	0.4964		0[-0.0576,0...	[0.3942,0,0]
6	'rect'	0.0020	0.0039	0.4983	3.1416	[-0.0556,0...	[0.3798,0,0]
7	'rect'	0.0020	0.0039	0.4658	3.1416	[-0.0536,0...	[0.3655,0,0]
8	'rect'	0.0020	0.0039	0.8555		0[-0.0516,0...	[0.3512,0,0]
9	'rect'	0.0020	0.0039	0.2636		0[-0.0496,0...	[0.3368,0,0]
10	'rect'	0.0020	0.0039	1.1222	3.1416	[-0.0475,0...	[0.3225,0,0]
11	'rect'	0.0020	0.0039	0.0144		0[-0.0455,0...	[0.3082,0,0]
12	'rect'	0.0020	0.0039	1.2731		0[-0.0434,0...	[0.2938,0,0]
13	'rect'	0.0020	0.0039	0.2649	3.1416	[-0.0414,0...	[0.2795,0,0]

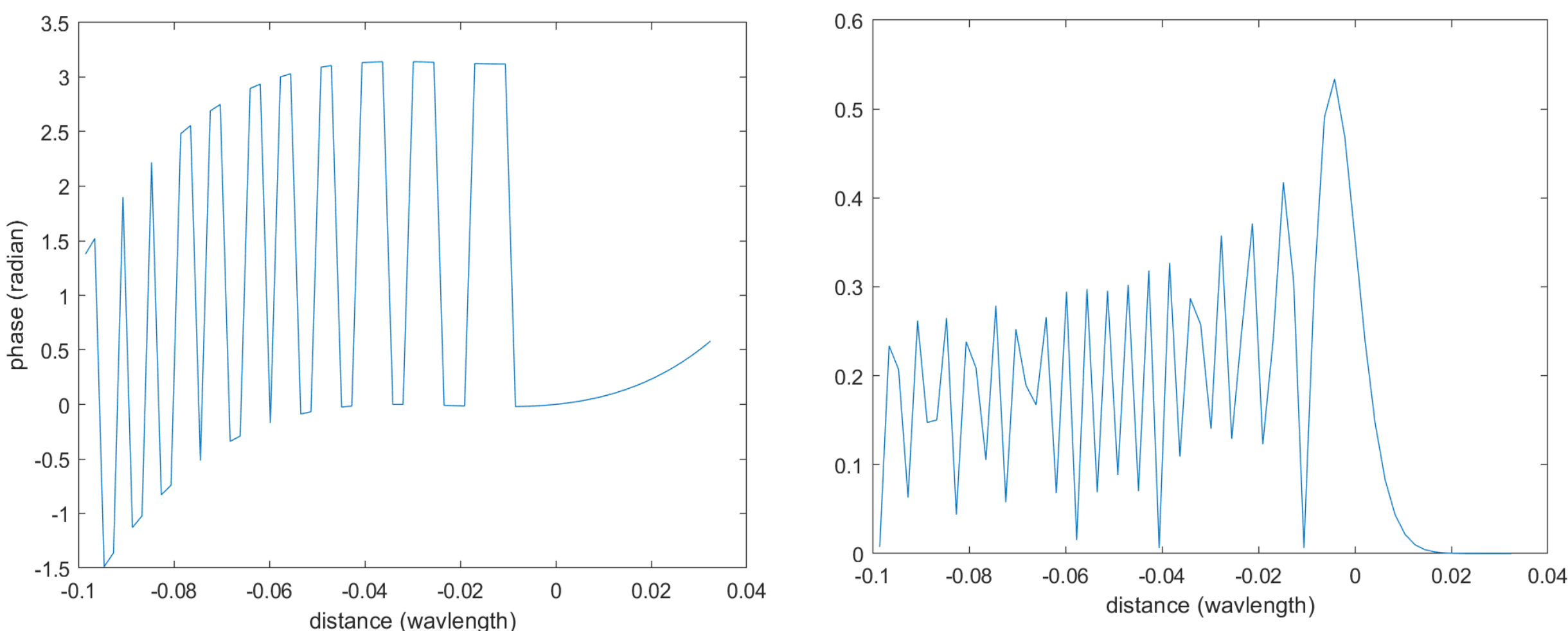
圖六：HIFUPlex 探頭數個元件之資料，由左至右為間隔、位置座標、傾斜歐拉角



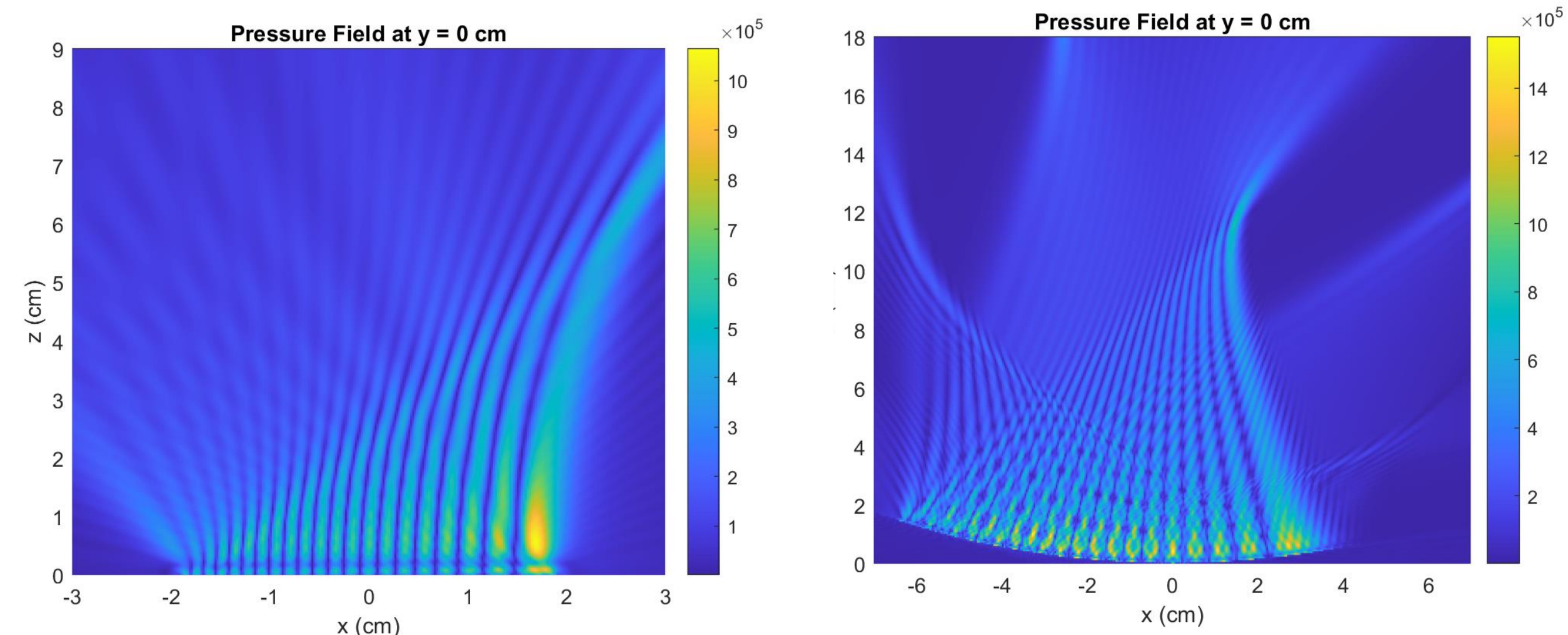
圖七：HIFUPlex 探頭在 FOCUS 系統中的呈現：左上為 y-z 剖面前視圖、左下為 x-y-z 立體呈現、右圖為 x-y 剖面上視圖

（二）發射路徑

希望將聲壓最密集的区域聚集在一條弧線路徑上，而艾里光束的主軸為一弧線。依照各陣元座標帶入波場函數可得理想聲壓，再調整相位以彌補聲波物理性質的限制（圖八），將艾里光束的波場套用超聲波之後也可弧線主軸（圖九）。（波場函數參考文獻五）



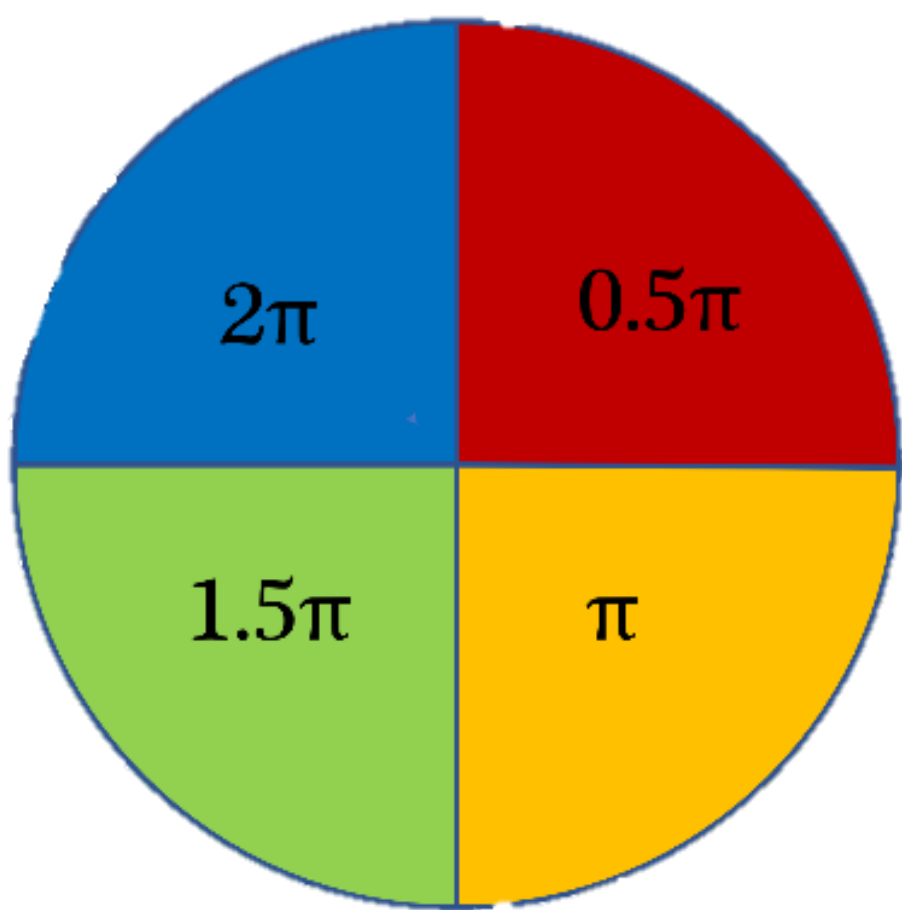
圖八：艾里光束相位（依艾里函數調整）及強度
左圖為相位差，右圖為強度



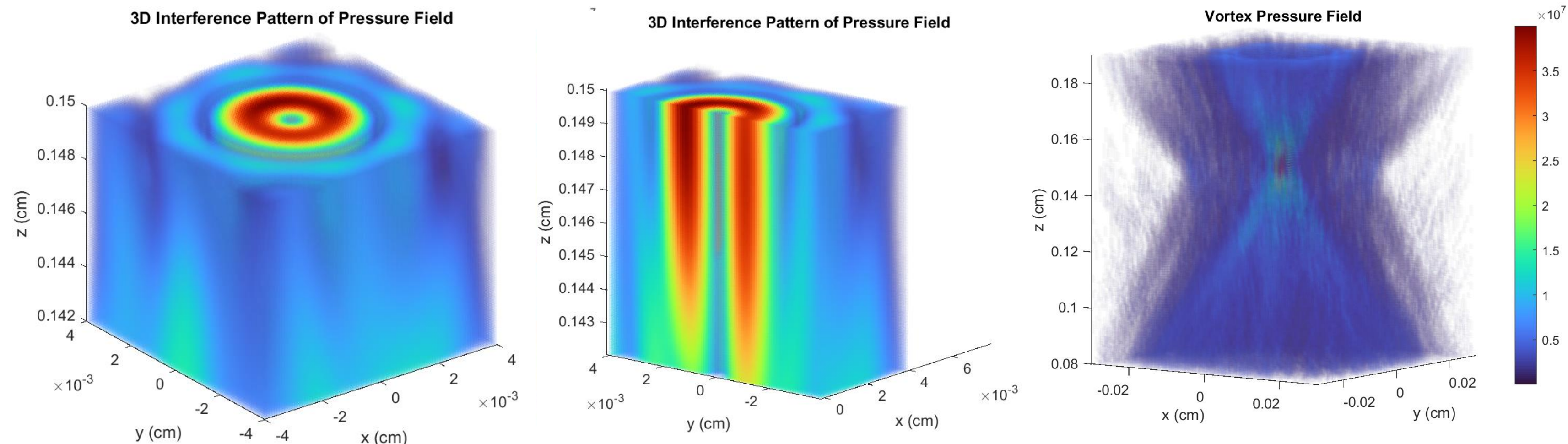
圖九：Focus模擬條狀探頭經調整後發射聲場壓力分佈圖（分階段發射），可見清晰的偏折；左圖為條狀探頭，右圖為 HIFUPlex 探頭

（三）建構通道

使聲壓聚集在路徑周圍且中心不具聲壓。導入漩渦式聲鉗 Vortex 的結構使中心產生破壞性干涉，周圍產生建設性干涉〔文獻一〕。對各陣元依照在探頭上的分區加入相位差（圖十），產生聲鉗（圖十一）。



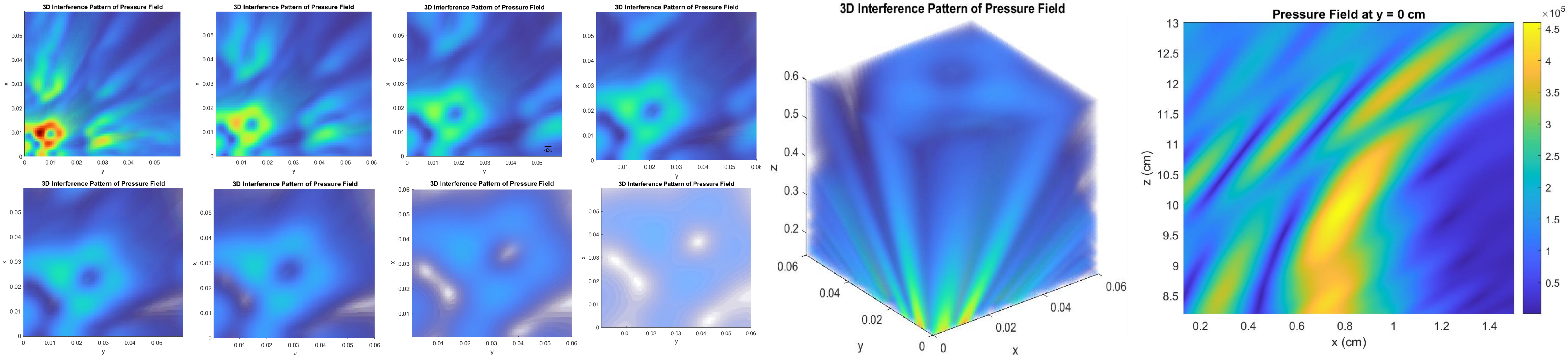
圖十：發射元件延遲相位差示意圖



圖十一：HIFUPlex 探頭所打出的漩渦狀超聲波壓力分佈圖
左至右分別為立體全貌、沿圓心縱剖面、及前視圖全貌

（四）波形結合及其可能性

透過軌跡和波形的結合，我們觀察到結果確實有漩渦狀及艾里光束的特徵（圖十二），而其效果接近理想狀況。由圖中可以觀察到兩者結合時漩渦狀超聲波和艾里光束會產生明顯的匯聚點，然而並非全部的超聲波皆能完整的隨指定角度偏折，故匯聚效果將沒有一般直線漩渦穩定。我們自圖十二中可以看到隨著距離探頭越遠，其呈現向右上偏移的趨勢。雖整體的封閉漩渦環狀並未因結合軌跡的改變而被嚴重破壞，當距離探頭超過約40公分時，漩渦狀超聲波所呈現的環狀效果相較靠近探頭的聲場有壓力嚴重減弱的情形。



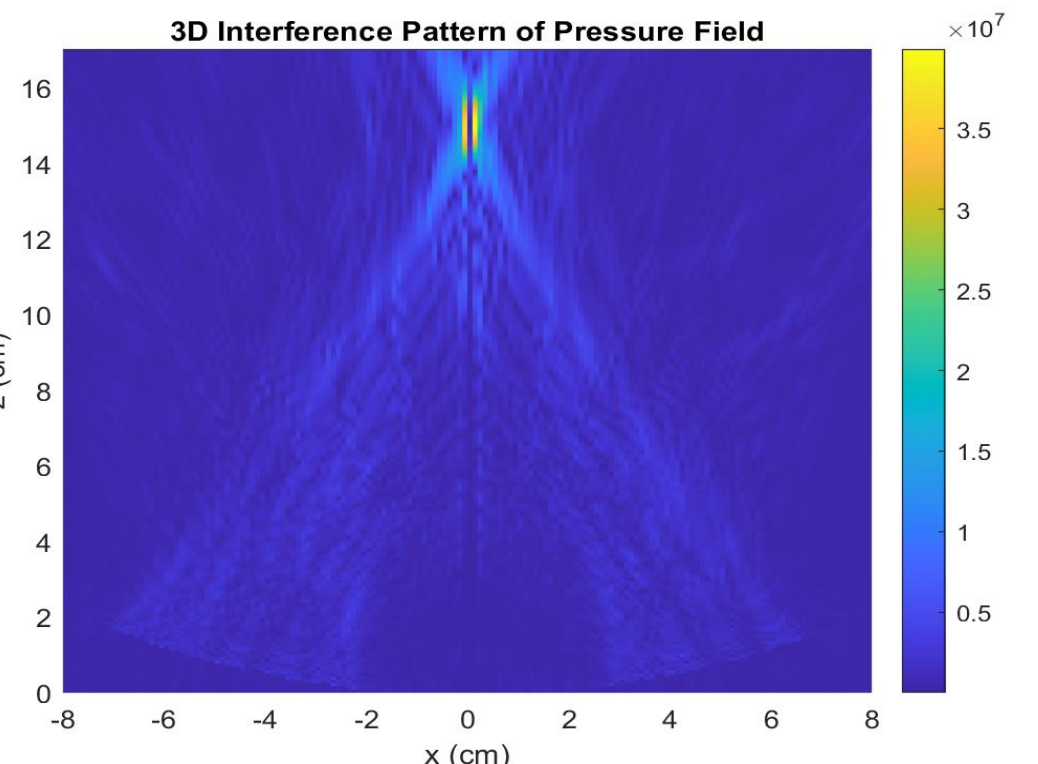
圖十二：FOCUS 模擬 HIFUPlex 探頭經調整後發射漩渦狀超聲波沿艾里光束之軌跡前進之聲場壓力分佈：
左圖第一列為距離探頭15, 20, 25, 30公分的聲壓剖面；第二列分別為距離探頭35, 40, 50, 60 公分的聲壓剖面
中間圖為整體結構；右圖為局部縱切面，可觀察到波形沿艾里光束路徑前進。

（一）實驗準備

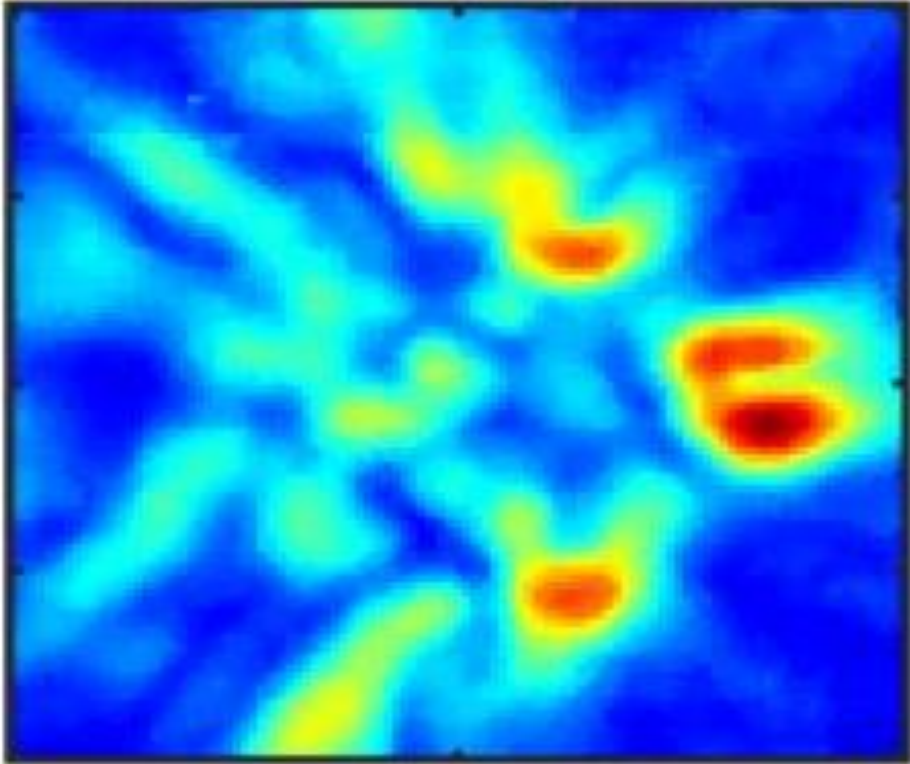
在經過模擬系統檢測後，我們將運用 Verasonics 系統實際在水箱中打出超聲波。首先我們需先確認一切架設器具皆有對準且正確聚焦於15公分處（圖十三）。

（二）漩渦狀超聲波及艾里光束結合的探討

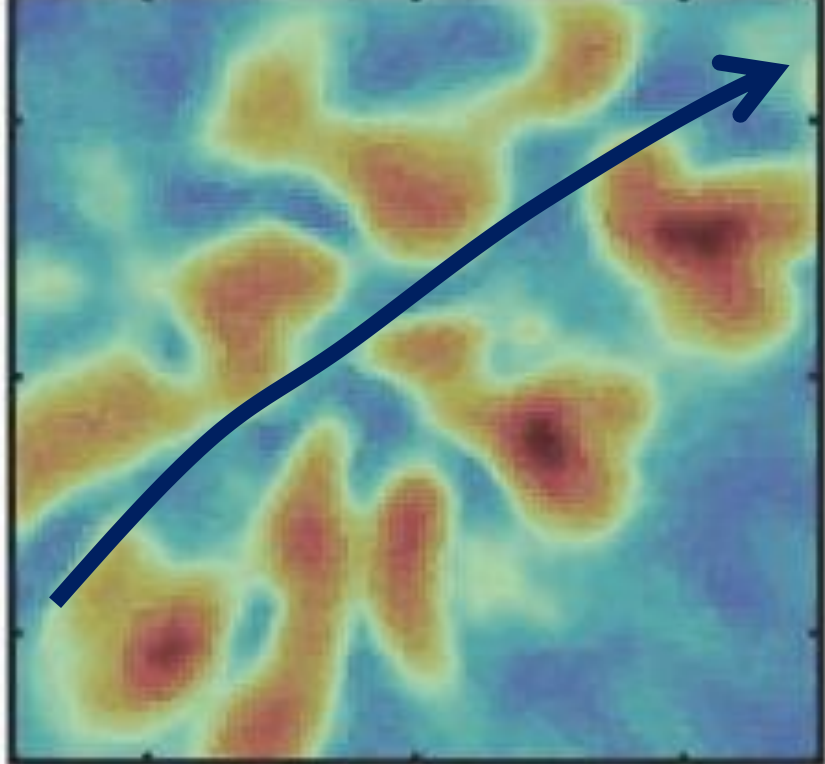
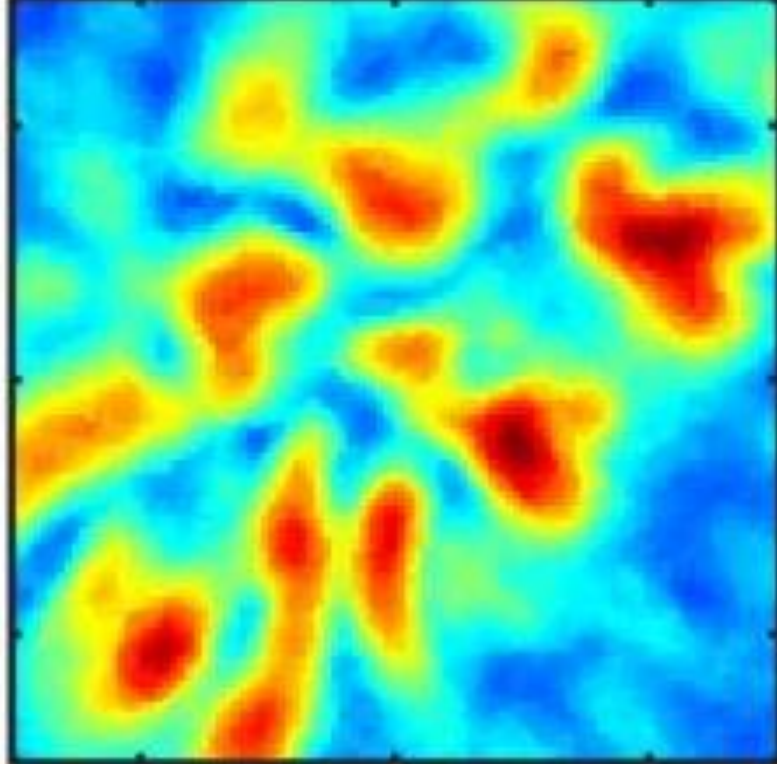
由於模擬是基於理論與程式所預計出來的，實際操作的結果並不一定能像 FOCUS 系統模擬結果一樣完美，我們最後用水聽筒掃出聲場可清楚看到我們期望的漩渦狀聲鉗，但就如同圖十二最右圖的結果有些許薄弱之處（圖十四）。而結構之不穩定及不完整影響整體形成的氣泡壁也是預期到的問題之一，將影響雷射光束在水中行進路線的折射。但從圖中觀察到漩渦式聲鉗剖面的中心點有明顯的偏移，代表導入路徑軌跡是成功的且有按照原先期望的弧形軌跡前進（圖十五）。本次實驗即便未觀察到光線完整偏折，仍在偏移角度遠超越了先前文獻提到的0.8度〔文獻一〕，未來可向加固聲牆方面研究。



圖十三：確認聚焦位置於z=15



圖十四：HIFUPlex 探頭沿艾里光束路徑打出漩渦狀超聲波聲場縱向剖面（本圖邊長約10公分）

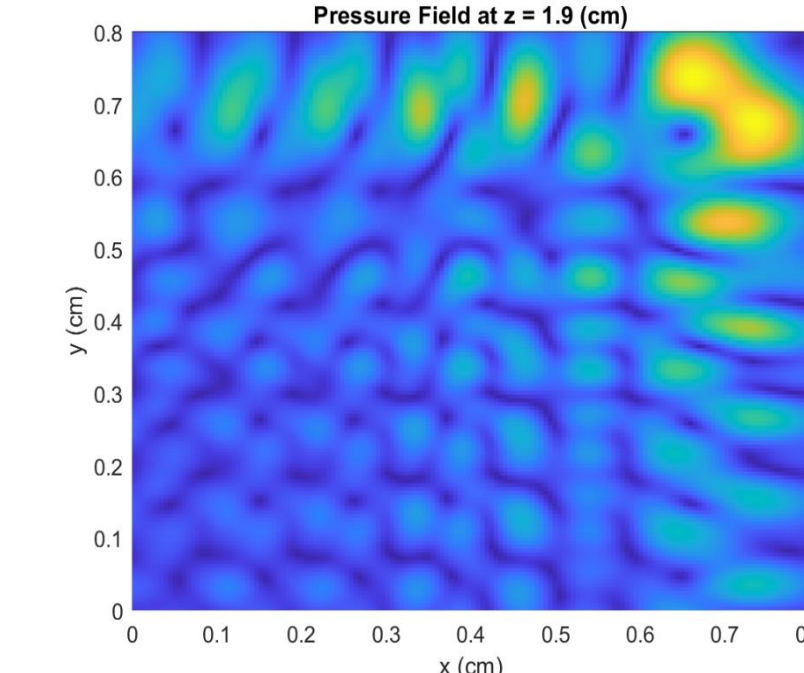
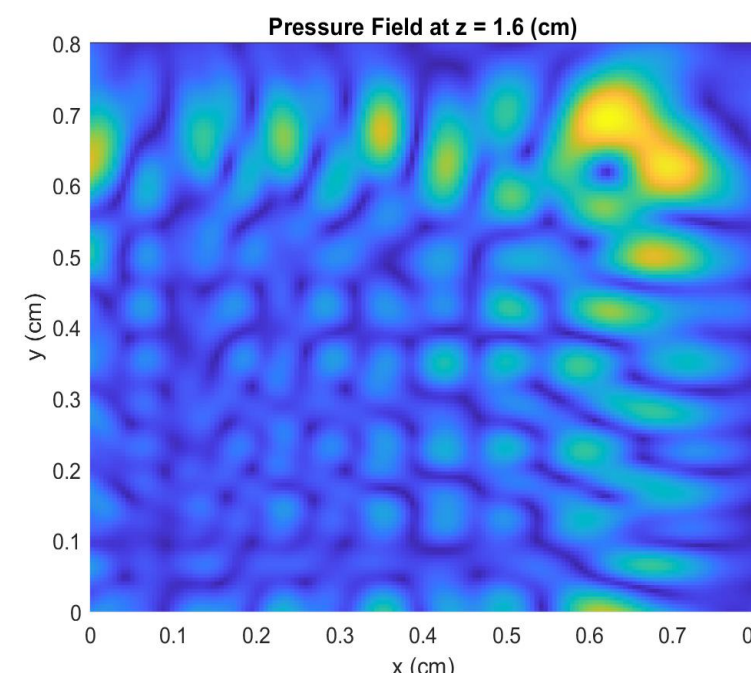
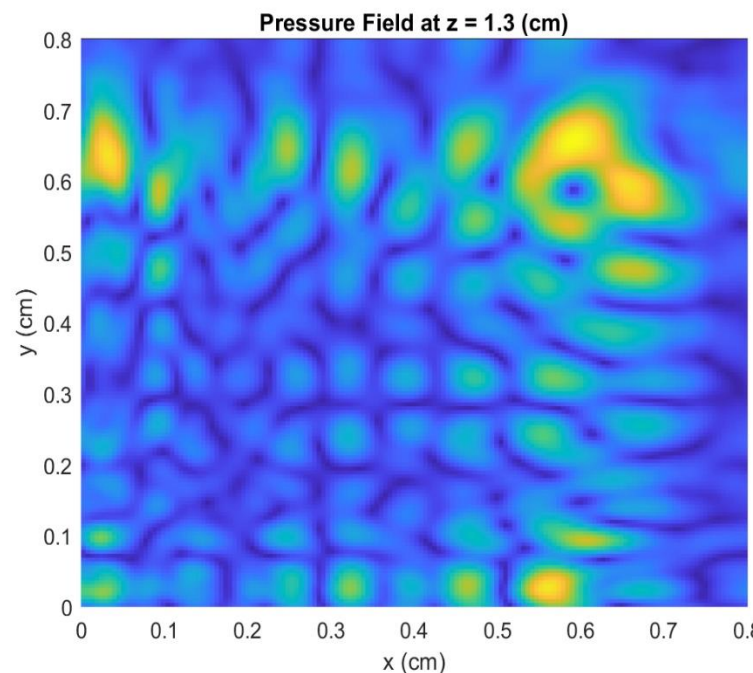
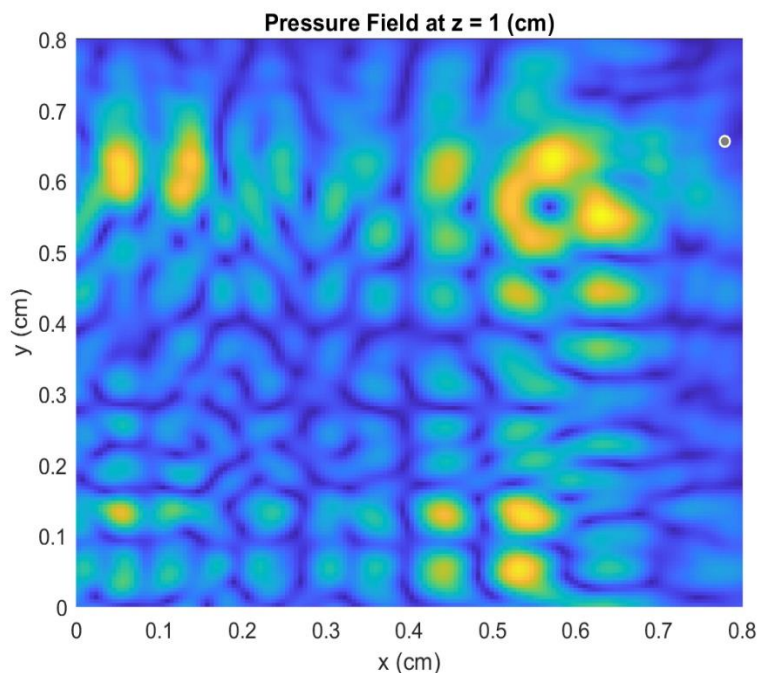


圖十五：HIFUPlex 探頭沿艾里光束路徑打出漩渦狀超聲波聲場橫向剖面；左圖原圖，右圖為原圖由人為標上光線路徑軌跡，凸顯光線之期望路徑（本圖邊長約10公分）

結論

本次研究對於結合漩渦狀超聲波和艾里光束軌跡結合有可觀突破，所得結論雖在完整組合氣泡壁使光線轉向部分須加固，但在偏折角度及軌跡改善皆有所突破。從探頭資料的匯入到探討艾里光束的軌跡生成，從分別打出各個波形到妥當結合，最後觀察到了漩渦狀超聲波沿規劃方向進行偏折。然而因過多因素組合，實際操作的聲場互相干擾使波形難以維持且氣泡壁不明顯。

由結果觀察聲牆有較薄弱之處，其原因是將漩渦的相位延遲直接導入艾里聲場之後因漩渦並非在除管狀通道之外形成破壞性干涉。推論應在原本艾里聲場的基礎上建構其他種漩渦。根據定義，對不同的艾里函數進行線性組合時，其函數特性不變（如弧形主軸）。將波源平面兩軸方向導入艾里函數，再以 $\pi/2$ 的相位差進行組合，構成漩渦的同時不破壞弧形主軸（圖十六）。



圖十六：艾里函數線性組合構成漩渦沿 x-y 剖面聲場圖

由左至右分別距離探頭
1cm, 1.3cm, 1.6cm, 1.9cm
可見其構成漩渦的同時不破壞主軸

在經過實際操作後我們發現氣泡壁結構的脆弱及不穩定，若軌道為直線則聚集較易，但加上艾里光束的弧形軌跡後則容易相互干擾而導致不穩定。未來希望進一步開發討論透過調整探頭參數和加強聲壓以利穩固結構。在單獨發射艾里光束的實驗模擬中，若聲壓足夠的情況下最高可以偏折到約24度，若以標準的7.4公分棒球為例所需距離約8.3公分；而以本次實驗模擬的偏折角度約為3度，但相較文獻裡面提到的直線偏折0.7度也是向前邁進了一大步，以模擬結果的軌跡偏折3度若同樣希望繞過一顆標準棒球則需約70公分（表一）。因此若以本實驗之結果，欲使棒球達到隱形所需距離約為70公分，而隨著聲壓加強我們的氣泡壁會愈加穩定且可偏折角度將提高，進而縮短使相同物體隱形須著距離。

表一：以標準7.4公分棒球為繞行目標所需距離之比較

	角度（度）	所需距離（公分）
文獻〔文獻一〕	直線0.7~0.8度	約605公分（極遠）
漩渦式聲鉗+艾里光束模擬	弧線（艾里光束）3度	約70公分
僅艾里光束模擬（未來目標）	弧線（艾里光束）24度	約8.3公分

未來展望

未來研究方向

未來研究希望著手於理想化及增加變因。理想化探討如何加固聲牆及增加偏折角度。由於 HIFUPlex 螺旋排列自然聚焦的特性，益於加固超聲波結構的同時較難轉向。因此我們欲探討是否能夠將探頭能量設定為非對稱，進而補齊現在轉彎處內側觀察到的不完整結構。希望對艾里函數進行線性組合產生弧形光導後用結合切趾法聚攏能量和消除周圍雜訊。使用超聲波探頭產生弧形光導後在自然聚焦範圍內維持完整的光導結構避免漏光。而本項技術在醫學觀測方面有使用機會，我們未來希望可以探討在模擬人體或組織下游渦式超聲波和軌跡控制的成效及可行性，藉由在水箱裡填充膠狀介質進行比對探討。

未來應用

此技術未來可以運用在醫療行業，若可以將其視為一個由超聲波構成的聚光管道，將可用於觀察諸多難以直接以肉眼看見或被遮蔽的目標，例如現在傳統體檢用的胃鏡或許即可透過匯聚引導光源使在體外的相機可以記錄體內情況，使中間障礙隱形化。若我們可將原本單光束光導，擴展至實現引導環境光線，在水下環境達成隱形，便可有更加廣泛的應用。

主要參考文獻

一、Hu, C.-W., Hsieh, Z.-H., Huang, C.-H., Li, M.-L., & Yeh, C.-K. (2024). Acoustic Vortex-based Dynamic Lens for Light Focusing and Steering. Optics Letters, 49(21), 6341–6341. <https://doi.org/10.1364/ol.539872>
二、M. G. Scopelliti and M. Chamanzar, "Ultrasonically sculpted virtual relay lens for in situ microimaging," Light: Sci. Appl. 8(1), 65 (2019)
三、M. Chamanzar, M. G. Scopelliti, J. Bloch, N. Do, M. Huh, J. Iafrazi, V.S. Sohal, M.-R. R. Al am, M. M. Maharbiz, D. Seo, J. Iafrazi, V.S. Sohal, M.-R. R. Alam, and M. M. Maharbiz, "Ultrasonic sculpting of virtual optical waveguides in tissue," Nat. Commun. 10(1), 92 (2019)
四、Y. Karimi, M. G. Scopelliti, N. Do, M.-R. Alam, and M. Chamanzar, "In situ 3D reconfigurable ultrasonically sculpted optical beam paths," Opt. Express 27(5), 7249–7265 (2019)
五、Zhang, S., Xue, H., Li, Y., Han, J., Liu, H., Li, L., & Cui, T.J. (2023). Generation and regulation of two-dimensional autofocusing Airy beams based on holographic metasurfaces. Journal of Information and Intelligence, 1(3), 182–196

*本海報之圖片、照片，除另標示出處外，皆由作者團隊親自拍攝/繪製