

## 人耳配戴 CIC 助聽器外殼耳道內剩餘空間聲場分析

陳精一<sup>1</sup>、王仁宏<sup>1,5</sup>、范仲杰<sup>2,5</sup>、鄭維德<sup>3,5</sup>、蔡國隆<sup>2</sup>、陳錦國<sup>4</sup>、余仁方<sup>3,5</sup>

### 摘要

深耳道型助聽器(Completely In-The-Canal, CIC)配戴範圍介於，配戴範圍包含耳道第二彎道，但未達顳骨部。其中在助聽器外殼的使用過程中，不僅要達到配戴舒適，且能與外耳道相密吻合減少回饋音及漏音，還要能夠適度的調整其助聽器輸出的聲音品質。因此，本研究利用活體人外耳道高解析度電腦斷層影像重建人耳配戴 CIC 外殼時，耳道內剩餘空間聲場之三維立體影像，再以有限元素法進行在一般講話狀態時之音強為 60 dB SPL，及刺激音頻為人耳道內共振頻率 2KHz、3KHz 及 4KHz 等頻率，位於耳道口內 9mm 處放音，以進行非侵入式人耳配戴 CIC 助聽器外殼後，耳道內剩餘空間之聲場分佈特性分析，研究結果在 2KHz、3KHz 及 4KHz，分別在耳道末端耳膜處得到 65.295 dB SPL、71.996 dB SPL 及 77.045 dB SPL，本研究結果與人耳配戴 CIC 助聽器之真耳測試相近，並可應用於人耳配戴助聽器後耳道內剩餘空間進行各點的聲壓量測，克服真耳測試之缺點及檢測時環境限制，以及提供臨床人耳道配戴 CIC 助聽器後效能模擬。

**關鍵字：**非侵入式、助聽器、外耳道、聲場、有限元素

<sup>1</sup> 中華大學機械工程學系

<sup>2</sup> 台北科技大學車輛工程系

<sup>3</sup> 長庚大學醫療機電工程研究所

<sup>4</sup> 林口長庚醫院耳鼻喉部

<sup>5</sup> 長庚大學耳科學實驗室

## 一、目的

受診斷出有聽力損失的病患，通常需要配戴助聽器來輔助聽覺。連接助聽器及耳朵的元件為助聽器外殼[1]。在助聽器外殼的使用過程中，不僅要達到配戴舒適，且能與外耳道相密吻合減少回饋音及漏音，還要能夠適度的調整其助聽器輸出的聲音品質[2]。助聽器外殼不但可以固定助聽器還可以透過選擇助聽器外殼聲孔的大小、型狀及不同孔徑的通氣起到平衡外耳道內之壓力，減輕堵耳效應的，並可以調整聲學特性提高聲音清晰度之效果，幫助使用者獲得理想的聽覺反應[3, 4]。

目前市面上傳統助聽器外殼有耳掛型(Behind-the-ear, BTE)、耳內型(In-the-ear, ITE)、耳道型(In-the-canal, ITC)及深耳道型(Completely-in-the-ear, CIC)四種[5-7]。一般臨床聽力師選配助聽器時，會採用真耳測試(real ear measurement, REM)進行助聽器外殼麥克風收音及 receiver 收音至耳道內音場量測。但由於儀器放置位置，只得受限於安靜房間內施測，利用真耳測試針對不同耳道深度測量其對聲源方向性敏感度之研究[8, 9]，但其目的著重於對外來音源位置之定位及語音的辨識率來做探討[8]。而臨床之真耳測試，僅探討最接近耳膜位置之外耳道增益[10]，無法呈現完整的外耳道聲場變化趨勢、任一點聲壓擷取及聲音方向性。

因此，為了克服真耳測試之缺點及檢測時環境限制，本研究運用高解析度電腦斷層掃描(high resolution computed tomography, HRCT)之活體人頭顱顱骨部(temporal bone portion)影像，透過醫學影像軟體 Amira<sup>®</sup>進行影像處理及耳道影像重建技術，重建人耳配戴 CIC 助聽器外殼時，耳道內剩餘空間之三維立體影像，並進行幾何外型量測，利用介面系統轉換技術匯入有限元素分析軟體內，建立聲學有限元素模組，並以一般講話狀態時之音強為 60 dB SPL，及刺激音頻為人耳道內共振頻率 2KHz、3KHz 及 4KHz 等頻率，位於耳道口內 9mm 處收音，以進行非侵入式人耳配戴 CIC 助聽器外殼後，耳道內剩餘空間之聲場分佈特性分析。

## 二、方法與材料

### HRCT 影像擷取

本研究利用 HRCT 頭顱顱骨部影像去擷取出外耳道區塊，研究中使用 HRCT 影像共有 124 張、影像厚度(thickness)0.3 mm、像素(pixel)512×521、像素大小(pixel size)0.175 mm×0.175 mm<sup>2</sup>、體素(voxel)為 0.175×0.175×0.3 mm<sup>3</sup>。此外，本研究是經過長庚醫院人體試驗委員會同意進行的，並符合赫爾辛基宣言進行實驗。

### HRCT 影像處理及重建

將 HRCT 透過醫學影像軟體 Amira<sup>®</sup>進行影像處理，以灰階值調整突顯出耳道及耳膜二維像素，利用 Histogram 顯像後應用影像閾值調整 Data window，進行 min/max 閾值調整，將 Min 調整至-1600、Max 調整至 1600 及 Opacity 調整至 100，顯示突顯出耳道影像邊界且分離出耳膜與外耳道之界線，如圖 1 所示。以獲得較佳的二維影像，並將耳道區塊二維像素進行圈選，利用影像堆疊法重建出三維耳道立體影像如圖 2 所示，進而量測出幾何外型。其中，再利用 brush 功能及 Magic Wand 功能圈選出每一張 HRCT 所需部份，透過 SurfaceGen 的堆疊計算工具將所圈選出二維截面，重建正常耳道三維立體影像，如圖 3 所示。依深耳道型助聽器電訊號處理器置於 CIC 助聽器外殼內，receiver 置於顱骨部收音，配戴範圍包含耳道第二彎道，但未達顱骨部，其剩餘空間取自外耳道口 9 mm 至耳道末端耳膜處，如圖 4 所示。在重建出三維立體影像後，因為耳道影像上的點(points)與面(surface)過於龐大，在往後分析計算方面上，將會花費過多的時間，所以透過醫學影像軟體 Amira<sup>®</sup>裡的 Simplifier 功能，進行影像網格的簡化，可有效縮減點跟面之數量，再利用 Smooth surface 功能，進行平滑化消除奇異點，並計算縮減後之體

積，本研究控制體積誤差率在 0.81%，如圖 5 所示為人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間之三維立體影像經過簡化與平滑化。

### 三維立體影像之轉換

將重建出人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間之三維立體影像，進行介面系統轉換，將人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間之三維影像轉輸出為 .STL 檔，透過電腦輔助工程設計軟體 Solid Works<sup>®</sup>，檢視有無破裂面產生，如無破裂面後將可轉檔成 .SAT 檔進入有限元素軟體 ANSYS<sup>®</sup>，進行聲學有限元素模組的建立，如圖 6 所示。

### 聲學有限元素模組模擬

本研究是採用 ANSYS<sup>®</sup> 有限元素分析軟體，進行人耳配戴 CIC 助聽器外殼耳道剩餘空間聲場之聲壓分佈特性。其中，在元素類型(element type)方面則採用 FLUID 30 8-Node 之六面體元素，進行建立聲學有限元素模型，並進行網格劃分(mesh)。本研究中外耳道口 9 mm 至耳道末端耳膜處空氣模型，共具備了 5,810 個元素及 1,308 個節點。其中，以垂直於耳道內 receiver 收音端表面的方向設定為自由擺動，其餘方向皆限制其自由度，在施予負載表面設定為流體結構介面(Fluid-Structure Interface, FSI)，給定耳道空氣密度  $1.21 \times 10^{-6} \text{ g/mm}^3$ ，聲速  $343 \times 10^{-5} \text{ mm/s}$ ，空氣阻抗 0.2，如表 1 所示；採取調和外力分析(harmonic force analysis)以全解法(full method)進行分析耳道內剩餘空間聲壓分佈。其中，在外耳道口內 9 mm 處施與一刺激聲強為正常講話聲壓 60 dB SPL 之負載值，並且去檢視人耳道內共振頻率 2 KHz、3 KHz 和 4 KHz 下之刺激音頻，以提供臨床人耳道配戴 CIC 助聽器後效能模擬。

## 三、結果與討論

本研究利用 HRCT 顛骨影像，由醫學軟體進行影像處理之灰階值調整突顯出耳道及耳膜，並進行活人體耳道三維影像重建，再經由介面系統轉換的方式，成功的匯入有限元素分析軟體 ANSYS<sup>®</sup>內，建立耳道聲學有限元素模組。

由圖 7 到圖 9 所示為 2 kHz、3 kHz 和 4 kHz 刺激音頻下之聲壓分佈圖，由耳道聲壓分佈圖可觀察出，當刺激音頻為人耳道內共振頻率 2 kHz、3 kHz 和 4 kHz 時，聲壓的分佈呈現穩態的趨勢，越靠近耳膜的地方聲壓越大；圖 10 到圖 12 所示為 2 kHz、3 kHz 和 4 kHz 刺激音頻下之聲壓轉換 dB SPL 值分佈圖。在耳道末端分別得到 65.295 dB SPL、71.996 dB SPL 及 77.045 dB SPL，如表 2 所示。由圖 11 到圖 13 可觀察出，越靠近耳膜的地方增益量也越大，其顯示和音強為 60 dB SPL 下，最靠近耳膜 2.0cm 處之真耳測試結果，在頻率 2kHz、3kHz 和 4kHz 時之分析結果相近，如圖 13 所示[11]。如表 3 所示，2kHz、3kHz 和 4kHz 時的真耳測試。在耳道口 2.0cm 處增益量分別為 12 dB SPL、14 dB SPL、16 dB SPL；模擬分析之結果所示，2KHz 到 4KHz 時耳道末端最大增益量依序為 5.295 dB SPL、11.996 dB SPL、17.045 dB SPL。

利用聲學有限元素法模擬對於耳道內聲音傳遞的方向特性，可藉由本研究清楚的顯示出聲壓之向量性，及人耳道配戴CIC助聽器外殼剩餘空間各單點之聲壓量測。由本研究結果得知，2 KHz到4 KHz之間的增益量和實際量測相比略有些微差距，這是因為每個人的耳道幾何外型及配戴助聽器後耳道內剩餘空間皆不相同，因此影響分析結果的差異，但其趨勢與實驗相符。

## 四、結論

本研究利用有限元素軟體ANSYS<sup>®</sup>，針對人耳道配戴CIC助聽器外殼剩餘空間內空氣進行調和外力分析，主要是要克服真耳測試之缺點及檢測時環境限制，利用高解析度電腦斷層掃描與電腦輔助工程分析的結合，是一種以非侵入性、非接觸性，近年來由於

醫學影像得突破，影像重建法應用於生物醫學工程或活人體影像重建，是快速、可靠、精確的方法。本研究也透過醫學影像軟體成功建立出活人體外耳道三維立體影像，並應用聲學有限元素模組，模擬人耳道配戴CIC助聽器外殼剩餘空間聲場分佈特性分析，對於臨床醫療人員對人耳道配戴CIC助聽器外殼剩餘空間聲場分佈特性能有更進一步地瞭解，並針對人耳配戴CIC助聽器外殼後，無環境及條件之限制進行模擬及分析，並以非侵入式法開發助聽器外殼驗證，減少配戴助聽器患者之等待時間，以科學客觀的數據進行模擬分析，可於助聽器驗證中，達到客觀分析、影像傳輸、節省人力、降低時間及儀器無環境限制，本研究對於聲學有限元素模組、臨床聽力師助聽器驗證、耳道聲場分析等，可提供一參考數據及方法。

## 五、參考文獻

- 1.Kim, H.H. and D.M. Barrs, Hearing aids: a review of what's new. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2006. **134**(6): p. 1043-50.
- 2.Mynders, J.M., Brief historical sketch of the development of earmold. *Hearing Aid Journal*, 1977.
- 3.Dillon, H., *Hearing Aids*. sydney: Thieme, 2001.
- 4.W, M., *Hearing Aid Evaluation*. 1988(Boston: Skinner).
- 5.Alvord, L.S., R. Morgan, and K. Cartwright, Anatomy of an earmold: a formal terminology. *J Am Acad Audiol*, 1997: p. 8(2): p. 100-3.
- 6.Oliveira, R.J., The active ear canal. *J Am Acad Audiol*, 1997: p. 8(6): p. 401-10.
- 7.Lybarger, S.F., In controlling Hearing Aid Performance by Earmold Design-Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance. Grune and Stratton, 1979.
- 8.Fortune, T.W., Real-ear polar patterns and aided directional sensitivity. *J Am Acad Audiol*, 1997. **8**(2): p. 119-31.
- 9.Sivonen, V.P. and W. Ellermeier, Directional loudness in an anechoic sound field, head-related transfer functions, and binaural summation. *J Acoust Soc Am*, 2006. **119**(5 Pt 1): p. 2965-80.
- 10.Kryter, K.D., *The Effects of Noise on man*. Academic Press, Oriando, USA, 1985.
- 11.Yang, C.H.a.Y., J.F., *Sound field in the in-vivo human ear canal*. The Speech-Language-Hearing Association of Taiwan, 2007. National Cheng Kung University Hospital.

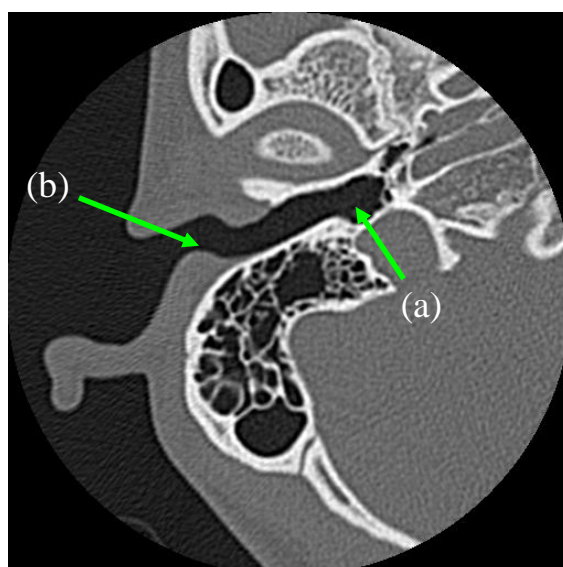


圖 1 經影像閾質調整後區分出耳膜(a)及(b)耳道

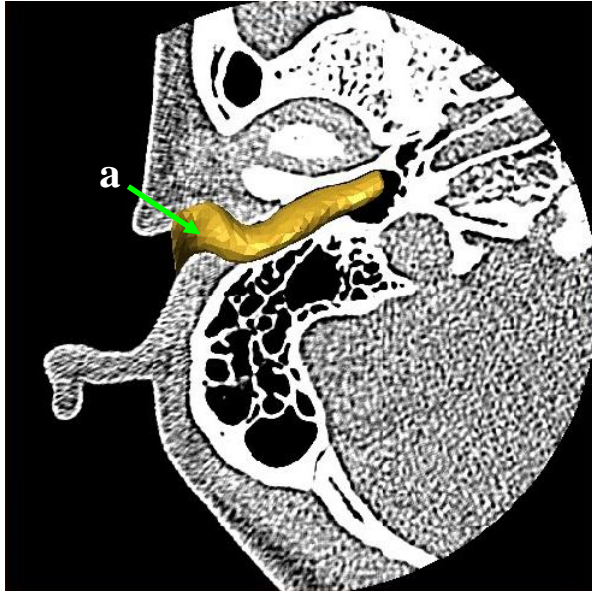


圖 2 影像堆疊法重建出三維耳道(a)立體影像

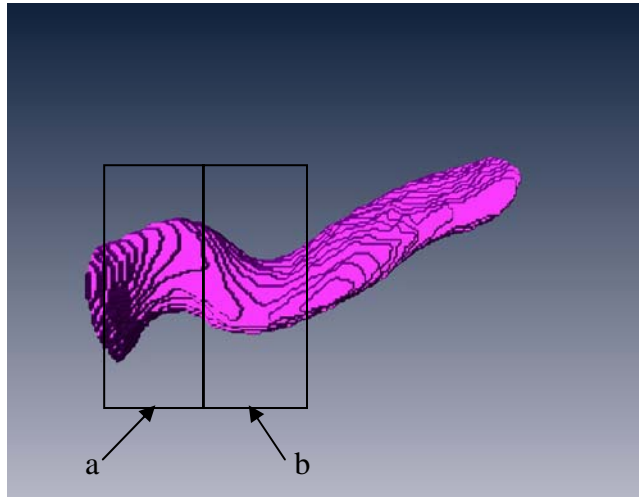


圖 3 正常耳道三維立體影像，耳道第一彎道(a)及耳道第二彎道(b)

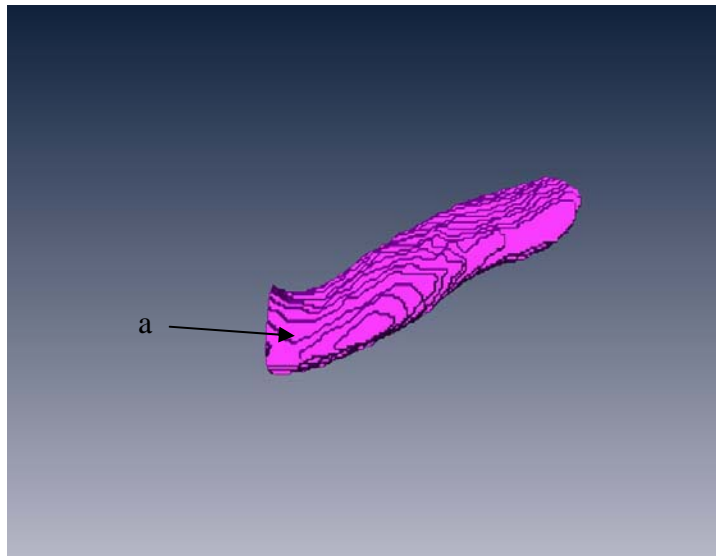


圖 4 外耳道口 9mm 至耳道末端耳膜處之三維立體影像，人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間重建影像(a)

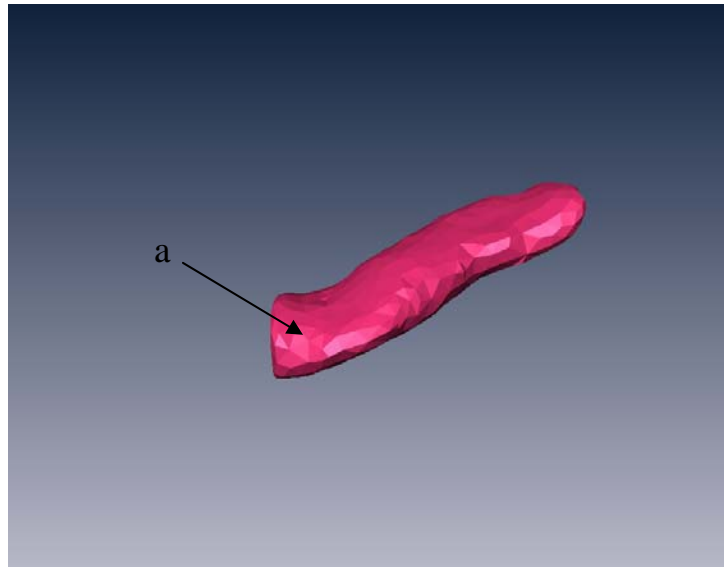


圖 5 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間之三維立體影像(a)經過簡化與平滑化

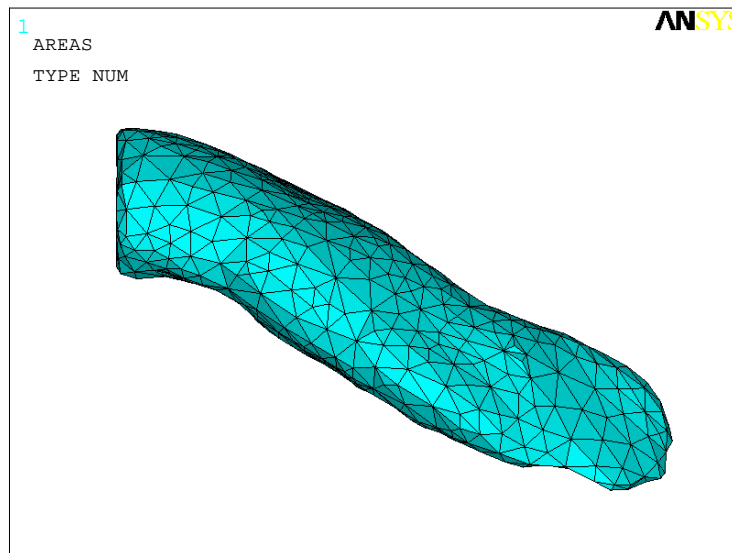


圖 6 聲學有限元素模組建立

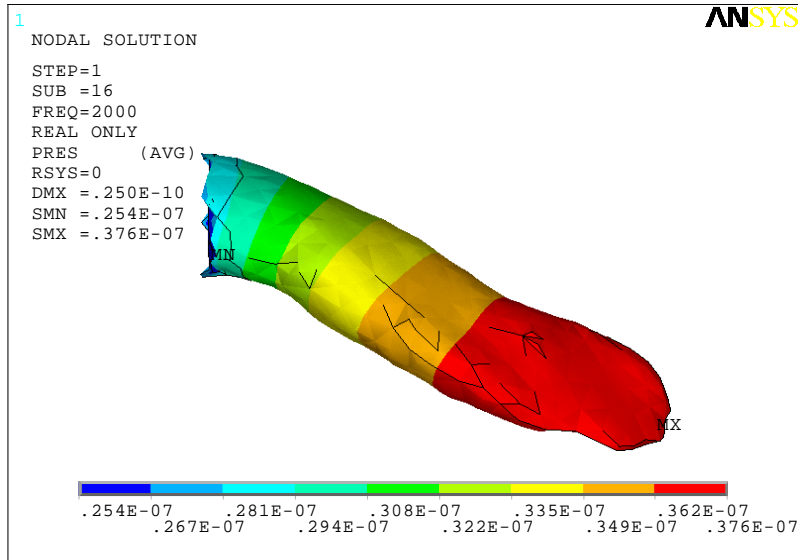


圖 7 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 2 KHz 聲壓分佈

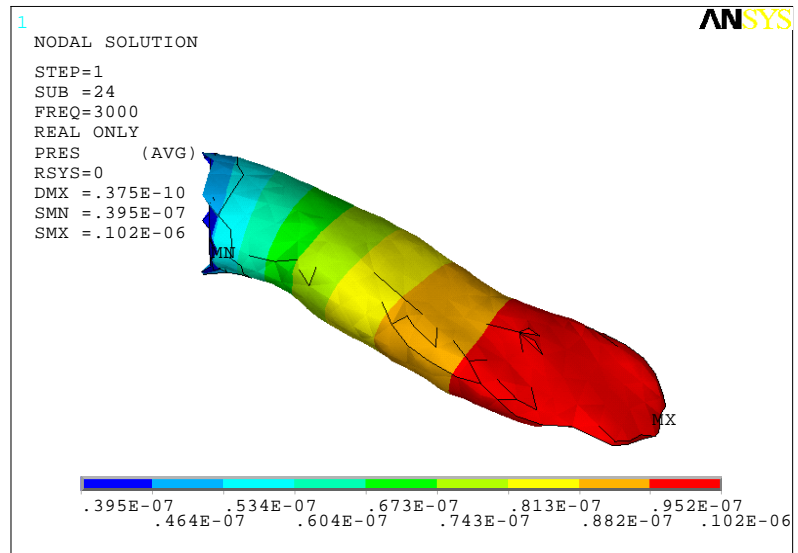


圖 8 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 3 KHz 聲壓分佈

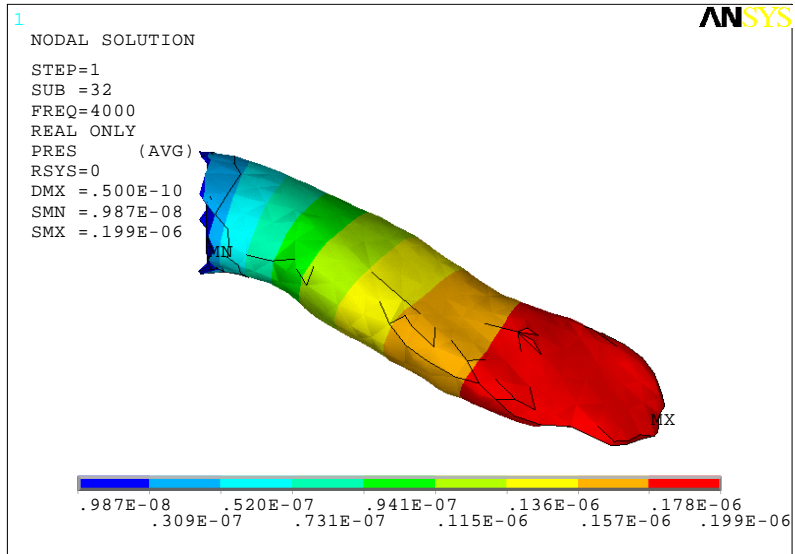


圖 9 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 4 KHz 聲壓分佈

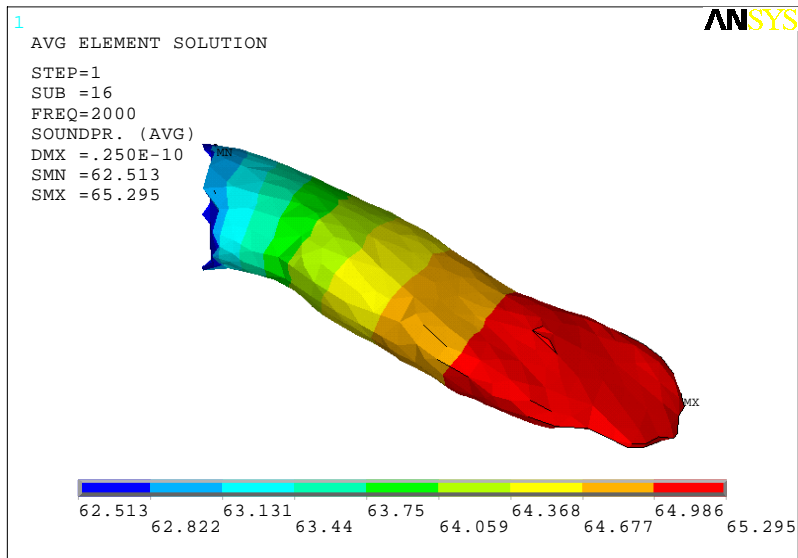


圖 10 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 2 KHz 聲壓轉換 dB SPL 分佈



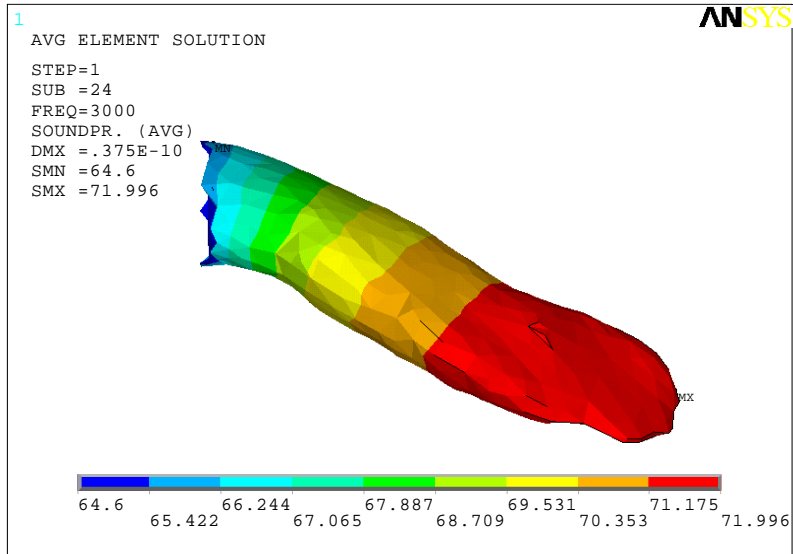


圖 11 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 3 KHz 聲壓轉換 dB SPL 分佈

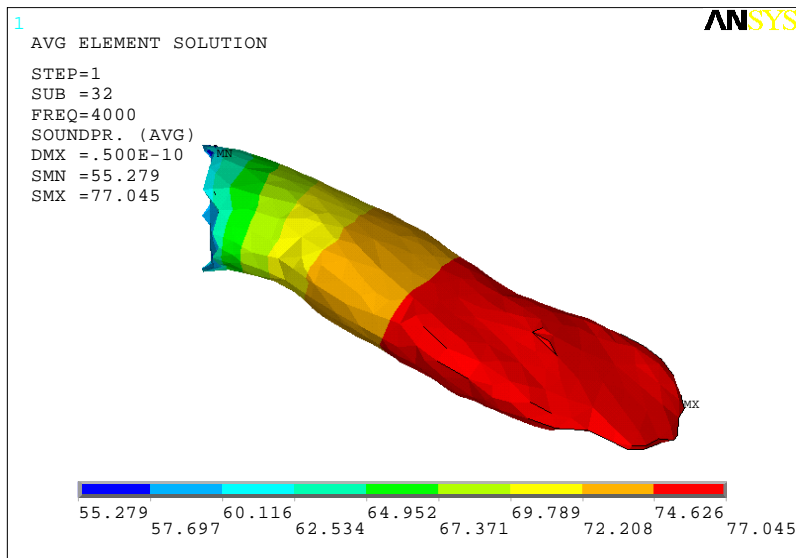


圖 12 人耳配戴 CIC 助聽器外殼後耳道內剩餘空間空氣在 4 KHz 聲壓轉換 dB SPL 分佈

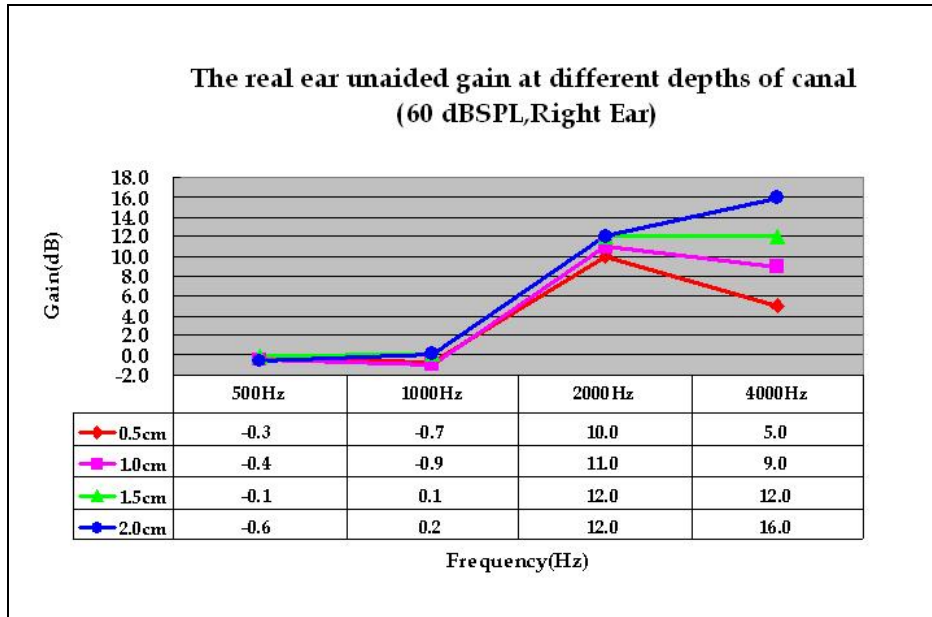


圖 13 實際真耳測試耳道內增益量圖[11]

表 1 頻率 2 KHz 到 4 KHz 耳道末端 dB SPL 值

耳道末端 dB SPL 值			
頻率	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz
dB SPL	65.295	71.996	77.045

表 2 耳道剩餘空間材料參數

耳道材料參數表			
	空氣密度	聲速	阻抗
耳道空氣	$1.21 \times 10^{-6}$ (g/mm <sup>3</sup> )	$343 \times 10^{-5}$ (mm/s)	0.2

表 3 各頻率最大增益量表

增益量表		
頻率	實際真耳測試	有限元素模擬分析
2000Hz	12 dB SPL	5.295 dB SPL
3000Hz	14 dB SPL	11.996 dB SPL
4000Hz	16 dB SPL	17.045 dB SPL