

耳道型助聽器耳模振動模態之探討  
The vibration analysis of the In-The-Canal hearing aids

范仲杰<sup>1</sup> 陳錦國<sup>2</sup> 范嘉倫<sup>3</sup> 連信仲<sup>4</sup> 余仁方<sup>5</sup>

摘 要

耳道型助聽器(In-The-Canal hearing aids)係位於耳甲艇及耳甲腔延伸至耳道第一彎道處，其中耳模(earmold)在助聽器的使用過程中，常因耳模內的助聽器發出的聲音造成耳模鬆脫，無法與人耳道緊密配合而產生漏音。因此，本研究主要是利用活體人外耳道電腦斷層影像，重建耳道型助聽器耳模之三維外型，再以有限元素法分析在諧和外力下助聽器發出的頻率為 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz、8000Hz，探討助聽器發出的聲音產生振動與耳模之關聯性。

關鍵字：耳道、助聽器、耳模、有限元素法

Abstract

This study is to analyze the earmold of In-The-Canal hearing aids based on 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz、8000Hz of the hearing aids system. The finite element modal for this analysis was built by CT image of in-vivo human ear canal. The results show that the earmold will be effected by the frequencies under 500Hz.

Keywords：ear canal、hearing aids、earmold、finite element analysis

一、研究目的

外耳係為人類聽力氣導傳遞的第一接觸點，外耳係由耳廓(pinna)及耳道(ear canal)所架構而成，其耳廓細分為耳甲艇(cymba)及耳甲腔(cavum)，而耳道細分為第一彎道(first bend)及第二彎道(second bend)[1]，在耳道及耳甲腔係為灌耳模(ear impresson)及配戴助聽器的重要環節[7]，雖說開放式選配(open fitting)助聽器為流行趨勢[4]，但傳統封閉式耳模助聽器(earmold hearing aids)之效能，還是無法全全用開放式助聽器取代。其中耳道型助聽器(In-The-Canal hearing aids)係位於耳甲腔延伸至耳道第一彎道處[2、3]，其係適應聽力損失約為 30 到 80 分貝，耳道型助聽器耳模(earmold)在助聽器的使用過程中，常

<sup>1</sup>北台灣科學技術學院機電整合研究所碩士生

<sup>2</sup>林口長庚紀念醫院耳鼻喉部主治醫師

<sup>3</sup>長庚大學醫療機電工程研究所碩士生

<sup>4</sup>北台灣科學技術學院教授

<sup>5</sup>長庚大學醫療機電工程研究所助理教授

因耳模內的助聽器系統發出聲音造成振動使耳模鬆脫，以致於耳模助聽器與人耳道無法緊密配合而產生漏音、回饋音及共振，造成放大聲音效能的損失及不舒適感[6]。因此，本研究主要是探討耳道型助聽器發出的聲音而產生振動與耳模之關聯性。

## 二、方法與材料

本研究係以活人體外耳之電腦斷層影像區塊，經過影像處理後，重建三維外耳模型，進而由外至內區分耳甲腔、第一彎道及第二彎道，將 ITC 助聽器區塊範圍確認，並重建 ITC 助聽器如下圖 1 及圖 2 所示。

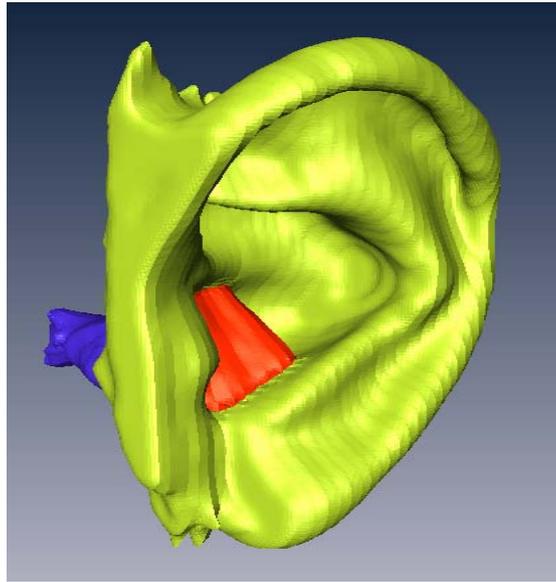


圖 1 影像重建完成之配戴 ITC 助聽器之外耳圖

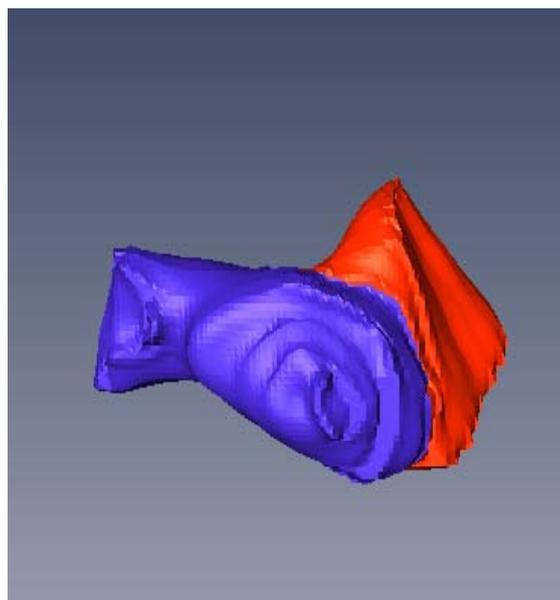


圖 2 影像重建完成之三維 ITC 助聽器圖

係量測 ITC 助聽器之幾何外型，將重建完成之三維 ITC 模型以有限元素法，分析調和力(harmonic force)之模態，如圖 3 為 ITC 助聽器三維模型匯入有限元素裡。其中，ITC 助聽器之材料參數(material property)設定為壓克力(PMMA)，而耳模內之助聽器系統的體容積為  $387.94\text{mm}^3$ ，再以有限元素法分析在 ITC 助聽器末端放音口給予音頻振動，以聲音頻率為 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz 及 8000Hz，模擬耳道型助聽器耳模之振動模態。

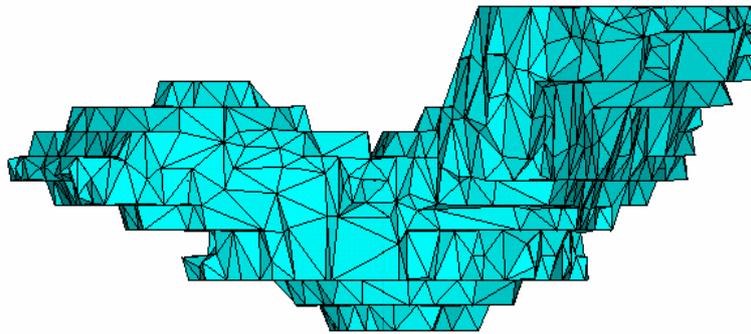


圖 3 ITC 助聽器三維模型匯入有限元素圖

## 二、結果與討論

ITC助聽器於 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz及 8000Hz之諧和外力頻率下的振動模態，在 125Hz時最大壓力為  $1.2094\text{ N/m}^2$ ，而ITC助聽器諧和外力頻率 125Hz放音處最大位移為絕對值 $-0.17340\times 10^{-4}\text{ m}$ 。頻率 250Hz時，最大壓力為  $0.56048\text{ N/m}^2$ ，如下圖 4 所示；而ITC助聽器諧和外力頻率 250Hz放音處最大位移為絕對值  $0.38976\times 10^{-4}\text{ m}$ ，如下圖 5 所示。頻率 500Hz時最大壓力為  $0.55314\times 10^{-1}\text{ N/m}^2$ ，如下圖 6 所示；而ITC助聽器諧和外力頻率 500Hz放音處最大位移為絕對值  $0.25301\times 10^{-5}\text{ m}$ ，如下圖 7 所示。頻率 1000Hz時最大壓力為  $0.68956\times 10^{-3}\text{ N/m}^2$ ，而ITC助聽器諧和外力頻率 1000Hz放音處最大位移為絕對值  $0.10641\times 10^{-6}\text{ m}$ 。頻率 2000Hz時最大壓力為  $0.17085\times 10^{-3}\text{ N/m}^2$ ，而ITC助聽器諧和外力頻率 2000Hz放音處最大位移為絕對值  $0.26492\times 10^{-7}\text{ m}$ 。頻率 4000Hz時最大壓力為  $0.36106\times 10^{-4}\text{ N/m}^2$ ，而ITC助聽器諧和外力頻率 4000Hz放音處最大位移為絕對值  $0.49922\times 10^{-8}\text{ m}$ 。頻率 8000Hz時最大壓力為  $0.90150\text{E}\times 10^{-5}\text{ N/m}^2$ ，而ITC助聽器諧和外力頻率 8000Hz放音處最大位移為絕對值  $0.12469\times 10^{-8}\text{ m}$ 。

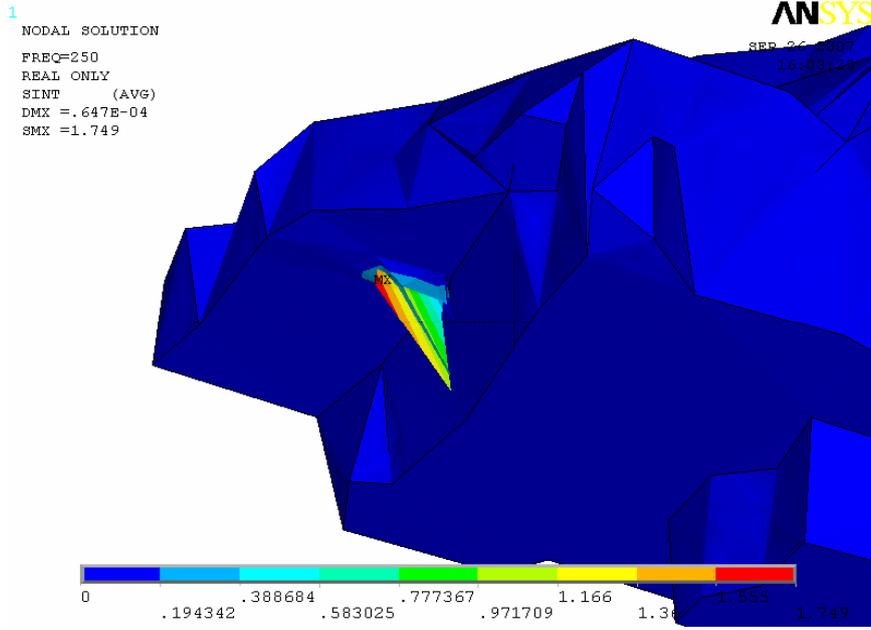


圖 4 ITC 於 250Hz 最大壓力為  $0.56048 \text{ N/m}^2$

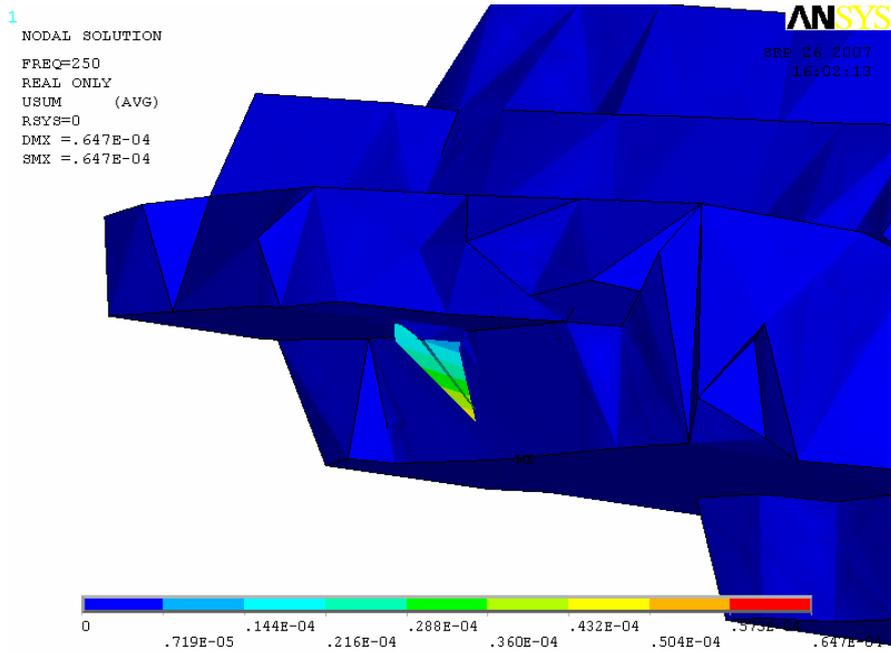


圖 5 ITC 於 250Hz 最大位移為絕對值  $0.38976 \times 10^{-4} \text{ m}$

1  
NODAL SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
FREQ=500  
REAL ONLY  
SINT (AVG)  
DMX =.253E-05  
SMX =.06182

ANSYS

SEP 24 2007  
02:07:25

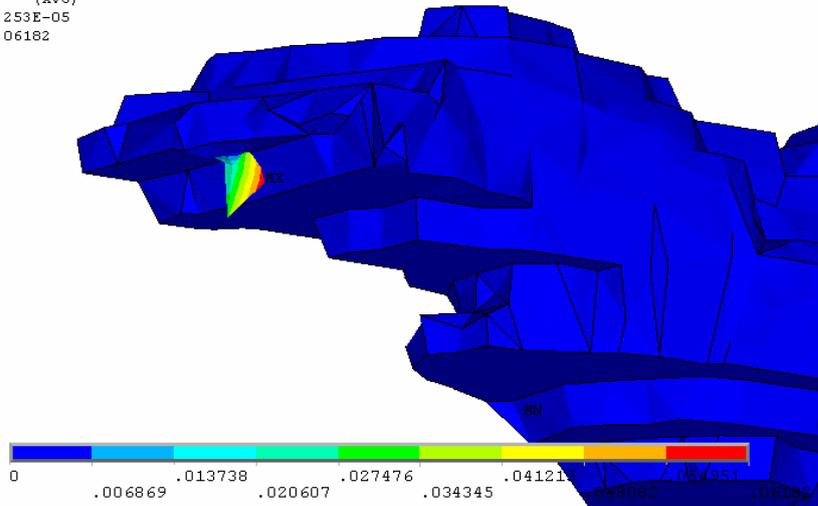


圖 6 ITC於 500Hz最大壓力為  $0.55314 \times 10^{-1} \text{N/m}^2$

1  
NODAL SOLUTION  
STEP=1  
SUB =1  
FREQ=500  
REAL ONLY  
USUM (AVG)  
RSYS=0  
DMX =.253E-05  
SMX =.253E-05

ANSYS

SEP 24 2007  
02:05:20

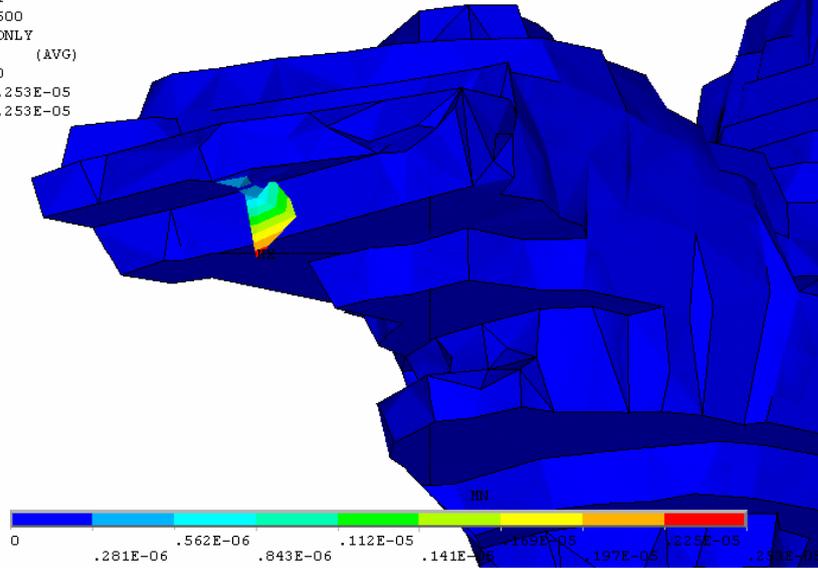


圖 7 ITC於 500Hz最大位移為絕對值  $0.25301 \times 10^{-5} \text{m}$

#### 四、結論

本研究利用有限元素法分析進行 ITC 助聽器在頻率為 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz 及 8000Hz，ITC 助聽器受力產生振動之模態。在研究數據顯示在 ITC 助聽器接收到低頻 125Hz 及 250Hz 時，其振動所造成位移量較大於 500Hz 以上之頻率，又以頻率 250Hz 為本研究七個頻率產生振動造成 ITC 耳模位移量最大，本數據可供 ITC 助聽器在臨床製作時，對於 500Hz 以下低頻聽力受損較嚴重之患者，在製作耳模時緊配度之考量。未來更可進行其它類型之助聽器(例如：BTE、ITE 及 CIC)諧和力振動分析，及自然頻率之振動模態分析，可有效提供有限元素理論進行模擬，進而探討耳模之助聽器以不同材質(例如：軟壓克力、矽膠)及不同形式(如：開放式)之耳模助聽器聲波動態分析。

#### 五、參考文獻

- 1.Cilimburg A, Monz C, Kehoe S. PROFILE: Wildland Recreation and Human Waste: A Review of Problems, Practices, and Concerns. *Environ Manage.* 2000 Jun;25(6):587-598
- 2.Upfold LJ,May AE,Battaglia JA. *Hearing aid manipulation skills in an elderly population: a comparison of ITE, BTE, and ITC aids.* Br J Audiol. 1990 Oct;24(5):311-8.
- 3.Johnson CE, Danhauer JL, Gavin RB, Karns SR, Reith AC, Lopez IP., *The "hearing aid effect" 2005: a rigorous test of the visibility of new hearing aid styles..* 2005 Dec;14(2):169-75.
4. Schorn K., *The tasks of the ENT specialist by hearing aid fitting. Part 2: checking the fit, subjective satisfaction, ear mold and hearing aid* HNO. 2006 Mar;54(3):233-51.
5. Rong Z. Gan, Qunli Sun, Bin Feng, Mark W. Wood (2006) *Acoustic-structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear—Pressure distributions.*
6. 國立高雄師範大學聽力學與語言治療研究所講義“助聽器與聲音擴大系統”，陳小娟
7. 郝昕 薛偉 張微 洪夢迪 冀飛 (2004) *助聽器軟耳模的制作.*中華耳科學雜誌，2004 年 2 卷 1 期.
8. 楊琮慧、余仁方 (2007)*活體人耳道內音場之探討.*2007 年 1 月 27 日~1 月 28 日於台南成大醫學院.