

活體人外耳道共振與聽覺敏感度之關連性探討 The Correlation Between the Resonance of In-vivo Human Ear Canal and the Sensitivity of Hearing

鄭維德^{2,3}、陳錦國⁴、余仁方^{1,3}

¹長庚大學醫療機電工程研究所助理教授

²長庚大學醫療機電工程研究所研究生

³長庚大學耳科學實驗室

⁴林口長庚醫院耳鼻喉科

摘要

由於不同介質之物理特性差異，當聲音經由外耳道傳入鼓膜時，經過軟骨部與骨質部將產生不同之聲學特性，同時，因應個人差異，在耳道長度，外觀差異等因素亦會對其聲音之傳導產生不確定之變異性，而外耳道之半封閉外型，使得入射之聲波，猶如打入一端封閉之導管，其折射繞射特性將導致聲音在頻率及振幅等特性之改變，以上各種變因，都將影響人耳對於不同聲音之敏感度。故本研究之動機，在於討論不同深度人耳道對於人耳聲音感受之敏感度，並嘗試建立修正量表，以提供未來聲音量測，或相關研究發展之用。受試對象為 18 名 20~30 歲具正常聽力且中耳狀況正常之成人，使用純音聽檢儀與聽阻聽力檢測儀，檢測受試者兩側之聽力的各頻率閾值。並使用真耳測試儀，以 40 dB SPL、50 dB SPL、60 dB SPL、70 dB SPL、80 dB SPL 刺激音強，量測位置以外耳道口為起始點，向鼓膜處推進，距離外耳道口分別為 0.5 cm、1.0 cm、1.5 cm、2.0 cm 等 4 處音頻為 500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz 之外耳道增益量。外耳道共振與聽力無顯著關聯性，但可得知個別聽力差異性大，同時隨測量外耳道深度改變，個體間外耳道共振具有相同變化趨勢，可建立參考量表，做為日後相關聲音量測與研究使用。

關鍵字：聽覺敏感度、外耳道、共振

Abstract

The properties of sound were different among different media. When the sound was conducted by canal, the sound field was changed due to the media, such as cartilaginous and temporal bone, that also makes the properties of sound changed. The variation of sound conducted by ear canal would be uncertain due to the different shapes and lengths of ear canal for individuals. The frequency and the vibration of sound conducted into the ear would be changed due to the diffraction of sound and the semi-closed of ear canal. The level of human hearing sensitivity to different sounds would be affected by the factors mentioned above. Therefore, this study is to discuss the sensitivity of human hearing sounds at different depths of ear canal. The measurement scales were constructed and would be the reference for the sound measurement and research. 18 subjects aged from 20 to 30 years old with normal hearing and middle ears were studied. The real ear measurement, the pure tone audiometer and the impedance audiometer were utilized. The intensities of stimuli were 40, 50, 60, 70 and 80 dB SPL. The measured depths to the tympanic membrane were 0.5, 1.0, 1.5 and 2.0 cm, respectively. The data was recorded

with frequencies at 500, 1000, 2000, 4000 Hz. Based on the results, there was no significant correlation between the resonance of ear canal and hearing. However, the hearing was quite different for individuals. The vibration of the resonance of ear canal would be similar for individuals. The measurement scales was then constructed and could be the reference for sound measurement or related research.

Keywords : Hearing sensitivity, External ear, Resonance

壹、研究背景與動機

人耳構造，依功能轉換原理，可粗分為三個階段，依序為外耳中耳內耳，其中外耳的功能為收集聲音，中耳功能為將聲能轉換為機械能，而內耳則將機械能轉換為神經電刺激，之後進入周邊聽神經及中樞上傳路徑；其中外耳作用原理為透過耳殼收集聲音，再經經由外耳道傳遞聲音到達鼓膜，人體外耳道可分為兩部分，外側三分之一為軟骨部，內側三分之二為骨質部，其長度約為 22.5mm[1]；由於不同介質之物理特性差異，固當聲音經由外耳道傳入鼓膜時，經過軟骨部與骨質部將產生不同之聲學特性，同時，因應個人差異，在耳道長度，外觀差異等因素亦會對其聲音之傳導產生不確定之變異性，而外耳道之半封閉外型，使得入射之聲波，猶如打入一端封閉之導管，其折射繞射特性將導致聲音在頻率及振幅等特性之改變，以上各種變因，都將影響人耳對於不同聲音之敏感度。以往相關文獻，已有針對不同耳道深度測量其對聲源方向性敏感度之研究[2, 3]，但其目的著重於對外來音源位置位置之定位及語音的辨識率來做探討[2]，鮮少探討對外耳道增益量之變化，但不論音源位置之定位或語音辨識能力，皆受個案本身之能力影響而有所不同，無法標準及量化。而臨床之真耳測試，僅探討最接近耳膜位置之外耳道增益[4]，無法呈現完整之外耳道聲場變化趨勢。

故本研究之目的，在於討論不同深度人耳道對於人耳聲音感受之敏感度，並嘗試建立修正量表，以提供未來聲音量測，或相關研究發展之用。

貳、研究方法

使用儀器為 MAICO RM500 真耳測試儀、探管(probe tube)、RION AUDIOMETER AA-72B 純音聽檢儀與 RION IMPEDANCE AUDIOMETER RS-21 聽阻聽力檢測儀。受試對象為 18 名 20~30 歲，平均年齡為 23 歲，並具正常聽力且中耳狀況正常之成人，已排除因中耳疾病等外在因素影響實驗結果。所有實驗操作皆在同一水平上量測，本研究不考慮垂直位置之影響，施測場所為聽力檢查室，本研究亦暫不考慮環境噪音之影響。

使用之刺激音為 sweep tone，量測音頻為 500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz；分別以 40 dB SPL、50 dB SPL、60 dB SPL、70 dB SPL、80 dB SPL 為刺激音強，量測位置則以外耳道口為起始點，向鼓膜處推進，距離外耳道口分別為 0.5 cm、1.0 cm、1.5 cm、2.0 cm 等 4 處，其中，耳道口係為耳甲腔(cavum-concha)與耳道的交接點，分別紀錄下 500、1000、2000、4000Hz 之數據。

實驗步驟係先以(1)RION AUDIOMETER AA-72B 純音聽力檢查儀測驗純音聽力閾值，用以檢測受試者之聽力的各頻率閾值，確保各頻率閾值皆低於 25dB HL 者，(2)以 RION IMPEDANCE AUDIOMETER RS-21 聽阻聽力檢測儀檢查受試者之中耳狀況，(3)校正 MAICO RM500 真耳測試儀，(4)並將探管放入受試者之左耳道內的 0.5 cm、1.0 cm、1.5 cm、2.0 cm 等各量測位置點，然後，(5)使用正向刺激音源，即刺激音源置放於受試者之正前方 1m 處，並施放各刺激音強 40 dB SPL、50 dB SPL、60 dB SPL、70 dB SPL、80dB SPL 之刺激音，

最後，取得 4 個量測位置之各頻率(500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz)音強，則換至右耳，比照前述之實驗步驟，量測右耳耳道內之音場。

參、實驗結果

由前述實驗方法可得，共 18 名個案，其個人之聽力狀況，及其各頻率之不同深度外耳道共振增益值。將 18 名個案各深度外耳道增益量與該側之聽力結果配對，可得其關連性，以表 1 至表 3 表示。

表 1 個案外耳道增益平均值

聲源大小	40	40	40	40	50	50	50	50	60	60	60	60	70	70	70	70	80	80	80	80
深度	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
頻率	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000
平均左耳增益量	-1.2	-1.5	10	5	-1.2	-1.7	11	4	-1.2	-1.2	10	5	-1.2	-1.9	10.5	5	-1.2	-1.7	10	5
平均右耳增益量	0	1	10	6	-0.2	-1.4	10	6	-0.3	-0.7	10	5	-0.4	-0.7	10	7	-0.2	-0.5	10	7
平均增益量	-0.6	-0.25	10	5.5	-0.7	-1.55	10.5	5	-0.75	-0.95	10	5	-0.8	-1.3	10.25	6	-0.7	-1.1	10	6
聲源大小	40	40	40	40	50	50	50	50	60	60	60	60	70	70	70	70	80	80	80	80
深度	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
頻率	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000
平均左耳增益量	-1.3	-1.1	11	8	-1.2	-1.3	10	8	-1.2	-1.7	11	8	-1.2	-1.2	11	8	-1.2	-1.4	11	8
平均右耳增益量	0.3	1	11	10	-0.4	-0.5	12	10	-0.4	-0.9	11	9	-0.7	-0.9	12	10	-0.6	-0.3	12	10
平均增益量	-0.5	-0.05	11	9	-0.8	-0.9	11	9	-0.8	-1.3	11	8.5	-0.95	-1.05	11.5	9	-0.9	-0.85	11.5	9
聲源大小	40	40	40	40	50	50	50	50	60	60	60	60	70	70	70	70	80	80	80	80
深度	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
頻率	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000
平均左耳增益量	-0.9	-1	13.1	12	-1	-0.7	12	12	-1.2	-1.3	13	11	-1.1	-1.2	13	11	-1.2	-0.9	12	12
平均右耳增益量	0	0	11	12	-0.2	0.2	11	13	-0.1	0.1	12	12	-0.6	0.3	13	13	-0.3	0.1	12	12
平均增益量	-0.45	-0.5	12.05	12	-0.6	-0.25	11.5	12.5	-0.65	-0.6	12.5	11.5	-0.85	-0.45	13	12	-0.75	-0.4	12	12
聲源大小	40	40	40	40	50	50	50	50	60	60	60	60	70	70	70	70	80	80	80	80
深度	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
頻率	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000	500	1000	2000	4000
平均左耳增益量	-1.2	-0.5	13.2	14	-1.2	-0.7	13	14	-1.2	-0.3	13	14	-1.3	-0.8	12.8	14	-1.2	-1	12	14
平均右耳增益量	0	0	11	15	-0.6	0.5	11	15	-0.6	0.2	12	16	-0.4	0	11	15	-0.2	0.2	11	15
平均增益量	-0.6	-0.25	12.1	14.5	-0.9	-0.1	12	14.5	-0.9	-0.05	12.5	15	-0.85	-0.4	11.9	14.5	-0.7	-0.4	11.5	14.5

表2 Post Hoc Test for各頻率真耳測試增益值

依變數: REM增益量
Scheffe 法

(I) REM頻率	(J) REM頻率	平均數差異 (I-J)	標準誤	顯著性	95% 信賴區間	
					下限	上限
500.00	1000.00	-.0306	.14984	.998	-.4497	.3886
	2000.00	-12.5458(*)	.14984	.000	-12.9650	-12.1267
	4000.00	-11.3611(*)	.14984	.000	-11.7802	-10.9420
1000.00	500.00	.0306	.14984	.998	-.3886	.4497
	2000.00	-12.5153(*)	.14984	.000	-12.9344	-12.0961
	4000.00	-11.3306(*)	.14984	.000	-11.7497	-10.9114
2000.00	500.00	12.5458(*)	.14984	.000	12.1267	12.9650
	1000.00	12.5153(*)	.14984	.000	12.0961	12.9344
	4000.00	1.1847(*)	.14984	.000	.7656	1.6039
4000.00	500.00	11.3611(*)	.14984	.000	10.9420	11.7802
	1000.00	11.3306(*)	.14984	.000	10.9114	11.7497
	2000.00	-1.1847(*)	.14984	.000	-1.6039	-.7656

以觀察的平均數為基礎。

* 在水準 .05 上的平均數差異顯著。

表3 個案聽力閾值與真耳測試增益量之相關性

		REM增益量	純音閾值
REM增益量	Pearson 相關	1	-.063(**)
	顯著性 (雙尾)		.001
	個數	2880	2880
純音閾值	Pearson 相關	-.063(**)	1
	顯著性 (雙尾)	.001	
	個數	2880	2880

** 在顯著水準為0.01時 (雙尾), 相關顯著。

肆、討論

人耳敏感度可藉由兩部分決定, 分別為氣導與骨導所決定, 其中, 氣導由外耳傳入中耳再傳遞至內耳, 受整個聽覺系統狀態所影響, 而骨導則藉由聲音振動顱骨直接傳入內耳。目前的量測方式, 內耳可藉由傳音聽力檢查方式直接以骨導方式量測, 缺點是結果受震動器擺放位置, 及受試者頭圍尺寸形狀影響, 且由於頭骨共振, 當兩側聽力相近時, 僅能得到優耳之聽力; 中耳的測量, 可藉由鼓室圖測量, 但結果僅能判斷功能正常與否, 無法量化。故本研究利用測量外耳道共振, 獲得各深度及頻率之增益, 並與聽力閾值做關聯性比較。即使是正常聽力, 個案間仍有聽力差異, 而表 1 之外耳道共振增益量, 則顯得具有規律性。以 ANOVA 分析真耳測試各變項間之關係, 在顯著性方面, 真耳測試所給刺激音的頻率與深度具有明顯顯著性(P=0.000), 而與音強無關(P=0.981)。表 2 為真耳測試刺激音頻率與外耳道共振增益值間顯著性之分析, 在 500Hz 與 1000Hz 彼此無顯著差異, 而與 2000Hz 及 4000Hz 則有顯著差異, 各平均數差異顯示 2000Hz 之增益量較 4000Hz 為大, 對照表 4 之各頻率與深度之平均外耳道增益量, 可發現隨著麥克風位置推移, 越靠近耳膜位置, 4000Hz 所產生之增益量有顯著的提升, 其差異量可達到 7~9.5 dB。而將受試者之純音閾值, 與其外耳道增益值互相比

較其相關性，可得到其相關性為 $\rho=-0.63$ (表 3)，為低度負相關，顯示外耳道之增益量對於個案之聽力閾值有所影響，但仍受其他因素影響，如中耳傳導等因素影響，因此，可藉由事先預估外耳道增益對個案接收聲源所產生之影響，達到降低因受試者各別聽力差異所造成之誤差或針對此增益特性做為未來研究設計之參照。

伍、結論

外耳道共振與聽力呈低度之相關性，此由於個案之個別聽力差異性大，除外耳外還受到其他因素影響，但隨著測量外耳道之麥克風深度改變，個體間外耳道共振具有相同變化趨勢隨著深度越接近耳膜，耳道之最大共振頻率與振幅往高頻移動，尤其在 4000Hz 增益量隨麥克風深度之變化最為劇烈，而此頻率對聽覺敏感度有所影響，藉由上述結果，可建立修正量表，做為日後相關聲音量測與研究使用。

陸、參考文獻

1. Shaw, E.A.G., *Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane*. Acoustical Society of America, 1974. **56**(6): p. 1848-1861.
2. Fortune, T.W., *Real-ear polar patterns and aided directional sensitivity*. J Am Acad Audiol, 1997. **8**(2): p. 119-31.
3. 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.
4. Kryter, K.D., *The Effects of Noise on man*. Academic Press, Oriando, USA, 1985.
5. Cox, R.M.a.G.C.A., *Evaluation of an in-situ output probe-microphone method for hearing aid fitting verification*. Ear and Hearing, 1990. **11**(1): p. 1-9.
6. Cox, R.M.F., G. A., *Accuracy of predicted ear canal speech levels using the VIOLA input/output-Based fitting strategy*. Ear and Hearing, 1998. **19**(2): p. 139-148.
7. Dillon, H., *Hearing aids*. Boomerang Press., New York, 2000.
8. Nancy L. Moskal, P.D.P.G., PhD, *Probe tube systems : Effects of Equalization on Real Ear Insertion and Aided Gain*. Ear and Hearing, 1992. **13**(1).
9. Selda, F.-P.L.J., *Individualized correction factors in the preselection of hearing aids*. Journal of Speech and Hearing Research, 1992. **35**: p. 384-400.
10. 邱淑雲, *助聽器增益適切性指標*. 國立高雄師範大學聽力學與語言治療研究所碩士論文, 2006.
11. 陳小娟, *助聽器與聲音擴大系統*. 國立高雄師範大學聽力學與語言治療研究所講義, 2005.