

# 聽覺輔具介紹



【林克寰／創用CC「姓名標示—非商業性」3.0 台灣版授權】

## 簡述聽覺功能及障礙

本文撰寫當下，我國《身心障礙者鑑定作業辦法》是以聽力閾值（hearing threshold）計算障礙分級，這是種過於扁平化及簡化的基準，因為聽覺功能是多層次的感官功能，通常聽力學觀點如此描述聽覺歷程（auditory hierarchy）的不同階段：

### 察覺→區辨→辨識→理解

察覺（detection）：能夠接收到聲音訊號存在。

區辨（discrimination）：能夠判斷兩組聲音是否相同。

辨識（identification）：能夠指認某組聲音是何種聲音（特質或屬性或分類）。

理解（comprehension）：能夠從聲音訊號獲得有意義的認知。

第一個階段「察覺」能力與聽力閾值息息相關，偏重於周邊聽覺系統；然而自第二個階段「區辨」起，乃至於第四個階段「理解」的歷程，都涉及中樞聽知覺處理功能，非單純聽力閾值所能描述。

以「區辨」歷程階段來說，相關的聽覺功能包括：頻率區辨（分辨兩個不同頻率的聲音）、音量區辨（分辨兩個不同音量的聲音）、時長區辨（分辨兩個聲音的持續時間長短）、共時與序列區辨（分辨兩個聲音同時呈現或先後呈現）、方向區辨（分辨兩個來自不同方向的聲音）、距離區辨（分辨兩個來自不同遠近聲源的聲音）、空間區辨（分辨兩個來自不同聲源的聲音）、模式區辨（分辨兩組不同組成成分的聲音）等。

聽覺功能強健者，可以分辨近似的兩組聲音，因此這些區辨功能，也常以「解析度」來形容，解析度越高表示能區分的差異越細微；然而人耳就如其他感官系統一般有其極限，描述聽覺功能時不但要描述解析度，也必須描述其「範圍」，例如可聽到的最高與最低聲音頻率、最大與最小聲音音量等。

聽覺解析度與聽覺範圍間不必然存在相關性，例如聽覺過敏（hyperacusis）者，其聽覺音量解析度異常地高，但聽覺音量動態範圍異常地低，也會造成聽覺功能障礙。隨著音量改變，聽覺音量解析度也可能有所不同，而且兩者之間不一定呈現線性函數關係，聽力學上以「響度成長」（loudness growth）來描述「聲音音量」跟「響度感受」之間的關係，維持（或彌補）響度成長曲線在同一耳不同頻率間的一致性、以及在兩耳間的一致性，對於進入下一個聽覺歷程階段相當重要。

聽覺「辨識」功能除了提升到猶如「相對音感」或「絕對音感」般，能夠指認某組聲音的頻率、音量、時長、共時與序列、方向、距離、空間定位、組成與模式外，還跟訊噪比（Signal-to-Noise Ratio, SNR）有關；任何聲音屬於訊號或噪音並不是由其物理特性決定，而是以「這個聲音是不是聆聽者想聽」與否來決定。例如同一個房間中有甲、乙兩個人同時講話，聆聽者當下只想聽甲的發言，則甲的語音是訊號、乙的語音及其他聲音都是噪音，若聆聽者改變心意只想聽乙的發言，則甲的語音變成噪音、乙的語音反成訊號。聆聽者不但要能區辨甲、乙的聲音差異，還必須能夠從混雜的聲音中辨識哪些成分屬於甲的語音、哪些屬於乙的語音。

聽覺「理解」功能運用許多高層次的中樞聽知覺處理能力以及語言能力，包括多種雙耳異訊（dichotic）的聽知覺處理（例如雙耳分離、雙耳融合等）、忽略噪音、提取訊號音、語音知覺、超音段特色提取（情緒、旋律、節奏等），運用這些能力時將造成不同的心力負擔（effort），除了考慮個案是否能夠施展前述相關能力，更要考慮執行聽覺活動時的心力負擔是否仍在可承受的程度。

在聽覺歷程之外，許多人還有一種聽覺功能困擾：聽到「不存在的聲音」，或者說是「在沒有對應聲源的情況下產生聽覺感受」，即「耳鳴」（tinnitus），又稱「顫鳴」，目前聽力學界對耳鳴的認知傾向於其與聽覺神經路徑相關，跟邊緣系統（Limbic System）也很有關係；耳鳴可能影響聽覺歷程的所有階段，致使聲音的察覺、區辨、辨識、理解發生障礙，更嚴重時還會增加心力負擔，造成焦慮、失眠等症狀，並由邊緣系統路徑回饋持續加重耳鳴的嚴重程度，最終導致自殺意圖。

世界衛生組織（World Health Organization, WHO）提出的國際健康功能與身心障礙分類系統（International Classification of Functioning, Disability, and Health, ICF）中，列出聽覺方面的身體功能即不限於聽力閾值（b2300 聲音偵測），亦包括前述多種聽覺功能（b2301 聲音辨識、b2302 聲源定位、b2303 聲音偏側性、b2304 言語辨

識、b2400 耳鳴），這些聽覺功能都會影響相關活動的限制及參與的侷限，惟有從活動及參與的角度審視，方可描述聽覺功能損傷如何構成障礙。

上個世紀對聽覺活動和參與的思考屬於片面的、特定情境下的設想，將人的一生劃分成不同階段或片段，專注於每一個片段中的情境，例如：學齡前的語言習得活動、在教室中的求學活動、進入職場後的工作活動、日常口語對話參與、退休後的電視沙發活動、老年的生活自理活動等。這般思考模式非常重視聽覺的效用功能（utility function），對活動和參與效能的評估著眼於定量指標，例如：口語萌發、學業成就、工作產能、語音聽辨正確率等。

當然這些指標有其重要性，其所帶來的數據也很具體地成為功能評量工具，但是本世紀更加看重人做為社會組成，若干聽覺活動和參與的研究中，開始考量聽覺功能是否足以支持公民活動參與（包括選舉、競選、組成人民團體、影響政策制定等）、是否足以支持親密關係（包括建立親密關係、維繫親密關係、發展性認同、性生活等）、是否足以支持文化活動（例如戲劇、音樂、遊戲、電影等，包括賞析、創作、演出等），這些面向的活動和參與也常以「生活品質」（Quality of Life, QoL）概括。

聽覺是極其重要的感官，對人類健康狀態的影響是全面的，是跨及社會性的；聽覺功能障礙不可框限在聽力閾值，一定要從人類文明的豐富活動切入，理解聽覺歷程所需的種種能力缺損如何造成限制，明白特定的活動究竟是「沒有需求」還是「因為參與受到侷限，導致發展活動的可能性整個抹除」，有了如此深入的體會，再來思考復健治療與輔具介入。

## ICF 及聽覺輔具評估

世界衛生組織提出的國際健康功能與身心障礙分類系統中，活動及參與（d）部分已囊括前一節提到的面向，茲舉例聽覺相關部分如下：

### **第一章：學習與應用知識（d1）**

#### ***有目的之感官體驗***

d115 聽：有意識地用聽覺去體驗聽音刺激，例如聽廣播、音樂或演講。

#### ***基本學習***

d130 模仿：以仿效或摹擬做為學習之基本要素，例如模仿聲音。

- d135 背誦（排練）：以重複一系列事件或符號做為學習之基本要素，例如數到十或練習朗誦一首詩。
- d140 學習閱讀：發展流利而準確地閱讀書面文字材料的能力，例如正確的發音讀字詞。
- d145 學習書寫：發展產生代表聲音、字詞或片語之符號來傳達意思的能力。

### **應用知識**

- d160 集中注意力：有意識地集中注意於特定的刺激上，例如過濾令人分心的噪音。

## **第二章：一般任務與需求（d2）**

- d210 從事單項任務。
- d220 從事多項任務。
- d230 執行日常例行事務。
- d240 處理壓力與其他心理需求。

## **第三章：溝通（d3）**

### **溝通—接受**

- d310 口語訊息的溝通—接受：理解在口語訊息中字面和隱含的意思。
- d3151 一般信號與符號的溝通—接受：理解公共信號和符號，例如交通標誌、音樂所代表的意思。

### **溝通—產生**

- d330 說話。
- d3351 產生信號與符號：以使用信號和符號和符號型記號系統傳達意思，例如使用音符傳達旋律。

### **交談與溝通裝置及技術的使用**

- d350 交談。
- d355 討論。
- d3600 使用電信裝置：使用電話和其他機器做為溝通方法。
- d3602 使用溝通技術：執行涉及溝通技術的行動和任務，例如讀唇。

## **第四章：行動（d4）**

### **步行與移動**

- d450 步行。
- d455 四處移動。

d460 在不同地點四處移動。

d465 使用設備四處移動。

### **使用運輸工具四處移動**

d470 使用運輸工具。

d475 駕駛。

d480 騎乘動物做為運輸工具。

## **第五章：自我照護（d5）**

d530 如廁。

d550 進食：執行協調的任務和行動來食用被提供的食物，將食物送進口中並以文化可以接受的方式進食，把食物切開或切成小塊，打開瓶罐，使用餐具、吃飯、赴宴或進餐。

## **第六章：居家生活（d6）**

### **取得必需品**

d610 取得住所。

d620 取得商品與服務。

### **家庭任務**

d640 做家事。

### **照顧家用物品與協助他人**

d650 照顧家用物品。

d660 協助他人。

## **第七章：人際互動與關係（d7）**

### **一般人際互動**

d710 基本人際互動。

d720 複雜人際互動。

### **特別人際關係**

d730 與陌生人相處：由於特定的目的與陌生人發生暫時的接觸和連結，例如問路或買東西時。

d740 正式人際關係：以正式的形式產生並維持特定的人際關係，例如與雇主、專業人員或服務提供者。

- d750 非正式社會關係：與他人開始人際關係，例如與生活在同一社區或居住地的人或同事、學生、玩伴或具有相似背景或專業人員不具正式的人際關係。
- d760 家庭關係：產生並維持親屬關係。
- d770 親密關係：個別間產生並維持親密或浪漫關係。

## **第八章：主要生活領域 (d8)**

### **教育**

- d810 非正式教育。
- d815 學前教育。
- d820 學校教育。
- d825 職業訓練。
- d830 高等教育。

### **工作與就業**

- d840 學徒（職前準備）。
- d845 取得、保有與終止一份工作。
- d850 有報酬工作。
- d855 無報酬工作。

### **經濟生活**

- d860 基本經濟交易。
- d865 複雜經濟交易。
- d870 經濟自給自足。

## **第九章：社區、社交與公民生活 (d9)**

- d910 社區生活：從事社區社交生活的各方面，例如從事慈善組織、服務性俱樂部或專業性社會組織。
- d920 娛樂與休閒：從事任何形式的遊戲、娛樂或休閒活動，例如非正式或有組織的遊戲和運動、參觀藝術畫廊、去電影院或劇場、演奏樂器、為快樂而觀光旅遊旅行。
- d930 宗教與信仰：從事宗教或信仰的活動、組織和實行以得到自我充實、追尋真義、宗教或信仰價值與神聖能力建立連結，例如涉及宗教目的和信仰的冥想而禱告或詠唱聖歌。
- d940 人權：享有為所有國家和國際上所承認之符合人道精神的權利、自決權或自主權、控制自己命運的權利。

d950 政治生活與公民權：公民從事社交、政治和政府生活，具備做為公民的合法地位和享有其角色相關的權利、保障、基本權力和職責，例如投票和競選政治職務的權利、組織政治性社團；享有與公民權相關的權利和自由；具備作為公民的法定地位。

這套分類系統同時身兼評估系統，任何一項活動及參與代碼之後，可以附加一個小數點「.」，然後用若干位數數值描述個案能力及表現：

第一位數（基本分級）：表現。個案於目前情境中，依目前輔助方式，執行活動及參與的狀況。

第二位數（第二分級）：無輔助之能力。個案於標準化情境中，不使用輔助器具也不受他人輔助的實際執行活動能力狀況。

第三位數（第三分級）：有輔助之能力。個案於標準化情境中，使用輔助器具或受他人輔助時的實際執行活動能力狀況。

第四位數（第四分級）：無輔助之表現。個案於目前情境中，不使用輔助器具也不受他人輔助，執行活動及參與的狀況。

藉由這樣的評估描述，將第二分級與基礎分級對照，可以清楚理解個案的基礎能力，以及目前的活動限制及參與侷限；第三分級與第二分級對照，可以剖析當前輔助器具或人員協助下，對個案能力的改變；第三分級與基礎分級對照，可以剖析當前輔助模式中，標準化情境與實際活動情境的差異；第四分級與基礎分級對照，可以剖析當前輔具模式對於實際活動情境的效用。對於缺乏標準化情境可供評估的活動及參與項目，仍可從基礎分級窺見個案目前的活動限制及參與侷限程度，從而思考可能的改善方案，以及改善後比較改善效益。

考慮輔具介入的評估時，也不要陷入「非聽不可」的迷思，重點是降低活動限制及減少參與侷限。如果個案的障礙可明確歸因於特定的身體聽覺功能（b2300 聲音偵測、b2301 聲音辨識、b2302 聲源定位、b2303 聲音偏側性、b2304 言語辨識、b2400 耳鳴），當然值得針對這些聽覺功能設計輔具方案，但是改善這些功能不見得能有效改善障礙程度，因為障礙程度受到環境因素及個人因素影響，輔具介入也只是其中一種改變環境因素的作為，輔具評估者要留意環境因素的改變如何影響個案的整體障礙程度，從而檢討及設計後續的復健策略，甚至從其他環境因素的角度（例如服務、體系與政策）著手。

## 助聽器

我國《醫療器材管理辦法》第三條附件一〈醫療器材之分類分級品項〉對助聽器（代碼 G.3300）的鑑別說明如下：

**助聽器是可配戴[*sic*]的聲音放大的器材，用於彌補受損的聽力。**

這段鑑別說明揭示我國衛生主管機關認為助聽器包含三項要件：可佩戴、可放大聲音、可彌補聽力，缺一不可。

助聽器輔具介入的重頭戲是根據個案聽覺功能及表現，選擇合宜的助聽器型號，調整其參數設定使其表現符合處方目標。前述這個步驟有許多不同說法，聽力師通常說「選配」，助聽器廠商可能說「驗配」，其他輔具服務人員可能習慣「適配」的說法。

「驗配」的講法可能來自日本，因為日本普遍的市場型態是在眼鏡行同時提供聽覺輔具服務，因此沿用眼鏡的「驗光、配鏡」術語，轉變成「驗度數（聽力檢查）、配助聽器」；實際上聽力並不是靠一個「度數」就可以決定復健策略，如先前小節描述需要有多面向、多維度的解讀，因此不建議採用「驗配」的說法。

「選配」雖然是聽力師間常用的術語，但是也有遇到問題的時候。當我們討論聽覺功能治療選項、討論聽覺輔具產品，無可避免會談到輔具產品的規格與元件，其中有些元件可能非固定裝設，而是可（免費或付費後）選擇性加裝的，討論時常依照一般產品慣例說成「選（擇性）配（置）」，相對於「標（準）配（置）」，結果就與前述的介入步驟用到相同名詞。因此，本文在談論到輔具介入步驟時，為了避免混淆，將一律採用「適配」（fitting）。

## 歷史上的助聽器

最早的助聽器不如說是集音器，利用一邊大一邊小的號角構造，將聲音能量匯集擴音。這類助聽器稱為聽筒（Ear Trumpet），文獻記錄可追溯至西元 1624 年法國數學家呂里雄（Jean Leurechon）的暢銷著作《數學娛樂（Recreations Mathématiques）》；從十七世紀到十九世紀間，聽筒逐漸演變發展出通話管（Conversation Tube）、人造外耳（Auricles）、耳杯（Earcup）、耳插（Ear Inserts）等產品。或許有些令人訝異地，今日仍然可以購買到耳杯類型的聆聽輔具，價位大約在新台幣三百元至三千元不等；除了



材質與外觀，這類產品的功能與兩百年前相比進步有限，只能在某些頻率提供最多 15 至 20 分貝左右的音量增益，也無法針對個別耳朵的聽覺功能適配調整。



到了十九世紀，隨著電子科技進展，助聽器也邁入電子電路時代。最早的電子型助聽器是貝爾（Alexander Graham Bell）在西元 1876 年提出的類比式設計，他成功將聲波轉換成電訊號，傳輸及放大後還原為聲波——這就是我們現今熟知的電話機，是接下來各式各樣電子式聽覺輔具的始祖。麥克風科技、電池科技、訊號處理科技等進展，讓助聽器體積越來越小、功能越來越強；隨著電晶體技術、積體電路技術、微處理器技術一路演進，程控類比式助聽器在 1987 年問世，最終在 1995 年誕生全數位式助聽器，並於 1996 年正式推出商品銷售。

早期類比式助聽器對聽力的彌補著重於聽力閾值，接著開始著重可聽動態範圍（從聽力閾值到不舒適音量之間的音量變化幅度）而使用音量壓縮技術，到了數位助聽器更受惠於數位訊號處理的能力，可以將聲音訊號進行頻域處理，即把聲音分解成諸多不同頻率成份，分別處理後再重組回類比式的振動波型；現今的數位助聽器運用各種判斷情境意義的演算

法，更進一步主動分辨不同的聆聽情境，也更強調對超語段的聲音特色進行處理。整體觀之，早期的助聽器單純把聲音放大以彌補聽力閾值改變，接著使用音量壓縮技術改善聆聽舒適度，再接著以多頻道壓縮技術改善語音聆聽辨識度，然後是強調對音樂、聲音情緒等的聆聽體驗。

近幾年間，由於智慧型手機大幅改變人們使用電腦運算及網際網路的方式，助聽器除了聲音處理技術的演變外，也相當著重與其他科技的搭配。諸如助聽器間的無線資料傳輸、助聽器與各種聲源間的串流播放、藍牙連線能力等，Apple 更推出 MFi (Made for iPhone) 規格認證，改善助聽器與 iPhone/iPad/iPod Touch 等搭配運用的便利性及功能性。



## 氣傳導式助聽器

坊間對助聽器的分類方式，常依外型區別；一方面是因為助聽器的功能與性能都「不可見」，另一方面不同外型的助聽器在製作或組裝上的程序也有不同。助聽器實際的效能、性能、售價、適用對象等，與外型則無直接關聯；且無論何種外型，助聽器的主要元件均包括：麥克風、放大器、接收器（即發出聲音的元件，例如喇叭或震盪器）。

助聽器可大致區分為體佩式與耳佩式兩種，前者將放大器安置在佩戴者身上，例如口袋式助聽器及夾領式助聽器均屬體佩式助聽器 (Body-worn 或 Bodywear)；耳佩式助聽器將放大器安置在耳後或耳內，且將麥克風安置在耳廓區域、耳甲腔或耳道開口處，可分為將放大器安置在耳後的耳掛式助聽器 (Behind-The-Ear, BTE) 與放大器置於耳道或耳甲腔處的訂製型助聽器 (Custom) ——此名稱由來係因此類助聽器外殼通常需依照每一只耳朵的耳道形狀製作，涉及取模、翻模、製殼等步驟。還有一種特別的耳佩式助聽器，其放大器同樣置於耳道或耳甲腔處，卻不需量耳訂做外殼，改採用小型機身搭配通用尺寸耳塞固定於耳道，稱為耳塞式助聽器 (Instant-Fit, IF)。

耳掛式助聽器的標準形式是將接收器配置於機體頂端靠近耳廓上端處，再由音管將聲音經空氣傳導方式傳入耳道內。另有將接收器配置於耳甲腔的耳內接收器式助聽器

(Receiver-In-The-Ear, RITE) 與配置於耳道的耳道接收器式助聽器 (Receiver-In-

the-Canal，RIC），因此二種形式的助聽器可縮減機體本身的尺寸，亦有廠商稱為迷你耳掛式助聽器（mini-BTE）——但並非所有廠牌迷你耳掛式助聽器均採用耳內接收器或耳道接收器，迷你耳掛式也有可能指稱單純較小型的耳掛式助聽器。

耳掛式助聽器（包括耳內接收器式助聽器與耳道接收器式助聽器）與耳道接合處可以採用量耳訂做的耳模，也可以採用通用尺寸的耳塞，或者開放式耳塞（即預留開口、未完全密合的耳塞），後者又稱開放式選配（Open-Fitting）。耳模或耳塞的選用會依照個案的聽損類型與程度、外耳道形狀及外耳與中耳病史、個案偏好等因素加以選擇。

訂製型助聽器除有將麥克風配置於耳輪的耳輪麥克風式助聽器（Mic-In-Helix，MIH）之外，主要按照製作的尺寸及放置於耳道的位置深淺不同，分為耳內式助聽器（In-The-Ear，ITE）、耳道式助聽器（In-The-Canal，ITC）、迷你耳道式助聽器（Mini-Canal，MC）、深耳道式助聽器（Completely-In-the-Canal，CIC）、極深耳道式助聽器（Invisible-In-the-Canal，IIC）等，其中耳內式助聽器又稱為全殼助聽器（Full-Shell，FS），耳道式助聽器又稱為半殼助聽器（Half-Shell，HS）。

囿於物理，助聽器外型越小，能夠使用的電池電量越少，也較難部署麥克風陣列系統、人機操作介面、無線系統天線等配備，即使對聲音數位訊號處理的能力不見得較弱，整體可搭配運用的聲音處理策略及各種佩搭功能等仍有其限制。不同年齡、人種的外耳道容積與形狀又有不同，更會限制訂製型助聽器或耳塞式助聽器的運用可能性。

隨著數位處理晶片的科技演變，助聽器產業也正在從硬體思維轉向軟體思維，亦即以相同硬體元件組裝，但搭配不同軟體（或韌體）得到不同效能、制定不同售價，部分功能甚至可能採「訂閱」或「可升級」等不同的服務模式，依個案聆聽需求變化而提供。

## 對側傳聲式助聽器

單側聽損或不對稱聽損者，其劣耳可能已無殘存聽力，或者因雙耳聽力相差過大，致使難以透過一般氣導式助聽器獲得聆聽效益。這類聽損者無法透過助聽器獲得雙耳聆聽效益，退而求其次地，為了讓個案優耳仍能聽清楚不同方向聲源，需要在劣耳處佩戴收音麥克風，以有線或無線方式傳輸到優耳側的接收器（發出聲音的元件，例如喇叭）播放，此類型的助聽器輔具稱為對側傳聲式助聽器（Contralateral Routing Of Signals，CROS），以雙耳佩戴為一組設備，無法拆開獨立運作。

前述的對側傳聲式助聽器系統中，必要的組成元件僅包含：配置於劣耳側的麥克風、傳輸至另一耳側的機制、配置於優耳側的接收器。此系統中並不必要配置放大聲音訊號的放大器。

然而若個案的優耳也因聽損致障，即優耳聽力亦需彌補，則會在優耳側改配置相當於一般助聽器功效的系統，使優耳側配置麥克風、混音器、放大器、接收器，混音器依指定比例將來自同側耳麥克風及對側耳麥克風的聲音混和，傳遞至放大器放大，最後由接收器產生聲音，這種系統則稱為雙對側傳聲式助聽器（Bilateral microphones with Contralateral Routing Of Signals，BiCROS）。

對側傳聲式助聽器或雙對側傳聲式助聽器都是雙耳佩戴成一組的系統，差別僅在於優耳側佩戴的元件功能。

## 骨傳導式助聽器

氣傳導式助聽器之外，另有骨傳導式助聽器，直接將增益後的聲音訊號傳送至坐落於顱骨的耳蝸。骨傳導式助聽器可追溯至 1879 年的羅德斯助聽扇（Rhodes' s Audiphone），利用扇狀結構集音增幅，再由齒齦震動頭顱骨以接收傳音。

### THE AUDIPHONE.



現今常見的骨傳導式助聽器改於顛骨乳突處佩戴骨導震盪器，包含眼鏡型（Glasses）助聽器、頭箍型（Headset）助聽器等不同外觀，也有以軟帶（Softband）固定佩戴者。由於骨傳導式助聽器需維持震盪器的一定壓力，長期連續佩戴也得考量皮膚壓瘡風險，故在我國醫療器材分類中，骨傳導式助聽器為二級（中度風險）醫療器材。

骨傳導式助聽器風險等級高於氣傳導式助聽器，且骨傳導式助聽器的頻率響應範圍較窄，並非現今適配助聽器的首選。少部分聽損者因短期內無法改善外耳或中耳病理情況（例如需等成年後才可施行外耳道重建術的小耳症患者，或長期慢性漿液性中耳炎伴隨鼓膜破裂者），無法適配氣傳導式助聽器，才適合考慮佩戴骨傳導式助聽器。

另外，由於骨傳導路徑的跨耳衰退值僅為 0 至 10 分貝，也有部分單側性聽損者可使用骨傳導式助聽器達到對側傳聲的效果。曾有廠商針對單側性聽損者發展口內式（In-The-Mouth, ITM）骨傳導震盪器，透過無線傳輸方式搭配耳掛式麥克風及處理器，形成可用於單側聽損或傳導型聽損的骨傳導式助聽器系統。

## 輔聽器

輔聽器也稱為個人擴聲輔具（Personal Sound Amplification Product, PSAP），實務上沒有明確的定義，許多輔聽器在外型及功能都與助聽器很相似，兩者最主要的差別在於輔聽器並不屬於醫療器材，因此輔聽器廠商不得宣稱這類型輔具像助聽器般「可彌補受損的聽力」。

由於輔聽器不屬於醫療器材，在生產、銷售等管理上較不受法規限制，而能壓低成本，使得市面上的輔聽器售價明顯低於助聽器。然而不當使用輔聽器，仍可能對佩戴者造成相關傷害，這項風險並不因此免除。

## 植入式聽覺輔具

植入式聽覺輔具需經外科手術方式，將輔具植入個案體內，通常屬於三級（高度風險）醫療器材。有些植入式聽覺輔具完全植入體內，以內建電池提供操作能源，電力耗盡時也需要再以手術方式更換；有些植入式聽覺輔具分為植入部分與體外部分，操作能源來自體外部分的電池，體外部分通常也具備麥克風及聲音處理器等元件。

## 耳蝸植入輔具

重度至極重度感音性聽力損失耳，內耳毛細胞失去功能，即使增幅聲音訊號也難以在內耳引發聽神經衝動，或難以彌補聆聽音量動態範圍的減損，可以考慮將電極植入耳蝸，直接以電刺激引起聽神經衝動。這種類型的聆聽輔具稱為耳蝸植入（Cochlear Implants，CI），又稱人工耳蝸或人工電子耳。

耳蝸植入輔具包含體外的語言處理器及體內的植入部分，兩者以電磁感應方式互動。語言處理器依外型及佩戴位置可分為頭上型、耳掛型、體佩型等，可將麥克風收到的聲音內容提取語音成分，按照不同處理策略轉變成各種電刺激模式。

植入部分包含感應天線、參考電極、耳蝸電極等元件，通常依照耳蝸電極的設計區分：直電極／預彎電極、長電極／標準電極／短電極／細電極、環狀電極／單面電極／雙面電極等，目前主流的植入方式係由耳蝸圓窗進入內耳鼓室階，若採用預彎電極則以盡量靠近蝸軸位置為佳；電極選用及植入方式等適配參數受到個案內耳結構影響，也與不同廠牌的語言處理策略有關。

耳蝸植入輔具廠商與助聽器廠商合作後，近年來語言處理器的各種功能均有明顯進步，對聲音的處理也不再侷限於語音，開始往音樂等聆聽享受及文化參與活動發展，跟助聽器結合成雙耳雙模式（一耳佩戴助聽器、另一耳採耳蝸植入）系統，或同一耳以聲電雙刺激（低頻聲音以氣傳導助聽器增幅、高頻聲音轉換為電刺激）的聆聽模式等，使不同類型聽損者面對不同聆聽情境及需求時，有更多可能的選擇。

## 聽性腦幹植入輔具

神經性聽損者，若病灶位於聽神經（例如內聽道閉鎖、聽神經細小、神經纖維瘤等聽神經病變等），或耳蝸發育不全，不但傳統氣傳導或骨傳導助聽器可能無法產生效益，即使耳蝸植入輔具也未必能夠改善聽覺功能；因為即使從耳蝸內發出電刺激，神經衝動也無法以良好形式傳送到腦幹或更高層次的神經系統。聽性腦幹植入輔具正是為了解決前述難題的嘗試，意圖提取語音訊號後編碼成電流刺激，直接在腦幹引發神經衝動，上行傳遞至更高層次的聽覺中樞系統。

聽性腦幹植入輔具（Auditory Brainstem Implants，ABI）的概念及發想主要也來自耳蝸植入輔具，因此現行的產品設計上也以相似的方式分為體外的語言處理器及植入部分，同樣地利用電磁方式彼此對齊與通訊互動。然而此類輔具尚在發展初步，雖然植入者可以

由此察覺聲音、分別若干環境聲響等，但是還無法單純依靠聽覺功能達成開放式字詞聽辨理解。

## 骨植入式助聽器

骨植入式助聽器（Bone-Anchored Hearing Aid，BAHA）在本質上就是以外科手術植入的骨傳導助聽器，適用於無法有效以其他醫療方式（外科手術或藥物治療）改善的傳導型聽力損失或混和型聽力損失個案。骨植入式助聽器同樣分為體外佩戴的聲音處理器及植入部分，但與耳蝸植入輔具或聽性腦幹植入輔具很不同地，骨植入式助聽器並非採用電刺激，而是單純將聲音訊號增幅後以震動方式接收傳音，震動整個頭顱骨，而將聲音能量傳入雙側內耳。

為了達成前述目的，骨植入式助聽器的植入部分需牢固鎖定於頭顱骨頭，且體外佩戴的聲音處理器也以扣鎖方式與植入部分直接牢固接合。

與骨傳導式助聽器相比，骨植入式助聽器的佩戴舒適度較佳、聲音頻率響應範圍較廣、音量增幅程度較大。而與骨傳導式助聽器相同地，單側性聽損者亦可使用骨植入式助聽器達到對側傳聲的效果。

## 中耳植入輔具

從中耳植入輔具（Middle-Ear Implants，MEI）的名稱猜想，很容易誤以為這是種用以適配傳導型聽損者的聽覺輔具，實際上這類輔具主要適用對象為中度至重度感音性聽損，且因為任何原因無法佩戴一般氣傳導型助聽器者。

中耳植入輔具與耳蝸植入輔具或聽性腦幹植入輔具相似，包含體外的聲音處理器及體內的植入部分，兩者以電磁感應方式互動；植入部分固定在聽小骨鏈，帶動聽小骨鏈以增益後的幅度接收震動傳聲。

## 鼓膜接觸式助聽器

鼓膜接觸式助聽器（Tympanic Membrane Contact Hearing Device，CHD）並不需要以外科手術方式植入體內，但需由耳科醫師於門診安置。此類輔具通常包含兩個部分，一個是直接接觸鼓膜的鼓膜傳感器（Tympanic Membrane Transducer，TMT），另外一個是佩戴於耳朵的體外部分。

體外部分包含麥克風及聲音處理元件，鼓膜傳感器的功能則類似於中耳植入輔具的植入部分，接收訊號後直接增幅震動鼓膜，將放大的聲音能量傳入聽覺路徑。為了解決訊號傳輸及供電，目前此類輔具採用的技術是光通訊，由體外部分發射雷射光束，接觸部分則以光電元件同時達成接收訊號及發電以驅動震動器兩項目的。

相較於傳統氣傳導助聽器或骨傳導助聽器，鼓膜接觸式助聽器即使在 6,000 赫茲以上的頻率範圍仍能提供顯著增益，甚至可以在 9,000~10,000 赫茲頻率範圍提供最大超過 65 分貝的功能性增益，有效擴增助聽輔具的頻率響應範圍。

## 耳鳴相關輔具

耳鳴治療過程中，可能運用若干輔具產生額外的聲音，做為治療手段或策略；不同耳鳴治療模式採用輔具的目的不同，對輔具的功能需求與適配方式也不同，包括是否需要匹配耳鳴頻率、音量是否需能遮蔽耳鳴、產生的聲音類型與模式等。有些耳鳴治療模式採用專用於耳鳴處置的輔具，有些治療模式則合併使用助聽器，選擇內建耳鳴治療功能的助聽器輔具，另外有些治療模式則使用各式各樣的聲音播放輔具，例如隨身聽或智慧型手機，搭配通用的音樂耳機。

耳鳴治療的相關輔具若未適配，反而造成耳鳴加重，而且這樣的變化可能無法逆轉，故部分耳鳴相關輔具列為二級（中度風險）醫療器材，應由合格且有耳鳴治療經驗的聽力師適配使用。

## 聆聽輔具

本文到前一節為止介紹的輔具都是屬於泛用型的聽覺輔具，供佩戴者在各種不同聆聽情境中使用，這些輔具都是為了讓佩戴者在日常生活中，可以盡量恢復聽覺功能、減少活動障礙及參與限制，讓佩戴者可以「忘記輔具的存在」。然而在某些特別艱難的聆聽情境中，前述這些聽覺輔具很可能力有未逮，或者輔具佩戴者仍要耗費大量心力才能有效聆聽，導致活動障礙及參與限制依然顯著。

許多聽覺輔具除了本身內建的功能，亦設置額外的擴充性能，可以搭配或接駁其他輔具，協助佩戴者針對不同聆聽需求，進一步改善聆聽體驗。這些可以跟聽覺輔具搭配或接駁的輔具，統稱為聆聽輔具（Assistive Listening Device，ALD）。



各種聆聽情境最常遭遇的困難來自距離——隨著說話者與聽話者之間距離越遠，訊號（說話者的聲音）音量越低，同時周遭環境的噪音源又不斷增加，導致訊噪比劣化；改善訊噪比的眾多手段中，最直接有效的方法是把收音的麥克風配置在距離說話者較近處，再透過有線或無線方式把聲音訊號傳輸至聆聽者的聽覺輔具。相對於聽覺輔具內建的麥克風，這種把收音麥克風配置在距離聆聽者較遠處的系統，稱為遠端麥克風（Remote Microphone），是各種聆聽輔具最常運用的技術，主要考量的性能參數包括：時間延遲、訊噪比、頻率反應範圍、傳輸距離、相容性等。

## 一對一聆聽輔具

如果聆聽活動的本質是現場活動的語音聆聽，並具備「一對一」的性質，意思是由固定的一位（或一組）說話者發言，且整個活動中只有一個人需要運用聆聽輔具來聽取聲音以參與活動，可以使用一對一聆聽輔具。

一對一聆聽輔具通常依照個案已經使用的聽覺輔具來挑選，較不考慮跨品牌或跨設備的相容性；由於這類活動多半是面對面的溝通形式，因此對傳輸距離的要求也較低。至於時間延遲性能參數的考量，則依輔具使用目的（欲解決的活動及參與障礙）不同而定，可能需要具備視聽同步性（整體延遲短於 30 毫秒），也可能可以全然非同步（沒有時間延遲限制）。

此類輔具包括搭配助聽器使用的遠端麥克風系統（可以是品牌專用的系統，也可以是通用系統）、語音轉換為字幕的系統、語音翻譯（輸出為語音或字幕）的系統、錄音系統等。

## 團體聆聽輔具

與一對一聆聽輔具相較，此類輔具用於多人需同時運用聆聽輔具來聽取現場語音以參與活動的情境，需考慮跨品牌或跨設備的相容性。

此類輔具包括搭配助聽器使用的通用型遠端麥克風系統、語音轉換為字幕的系統、語音翻譯（輸出為語音或字幕）的系統、聲場喇叭擴音系統等。

## 電話相關輔具

電話是電子式助聽器及遠端麥克風一對一聆聽輔具的始祖。電話輔具的出現，在短短一、兩百年間大幅改變所有人類的溝通行為與日常生活，其重要性及相關科技的發展，使得電話相關輔具獨樹一格，值得單獨討論介紹。

電話機（有線、無線）及電話系統（線路及交換）是電話相關輔具的核心，在這些輔具之上，還有其他的電話相關聆聽輔具，例如電話擴音輔具、電話接聽輔具（包括透過電磁感應線圈、藍牙等方式傳輸訊號至各種聽覺輔具）、電話字幕系統、電傳打字機系統、簡訊系統（文字及多媒體）、視訊通話系統等，以及透過電話線路（有線、無線）取用的網際網路系統——還有數不清的網站、應用程式、服務等軟體，彷彿無止盡地延展電話功用。

## 媒體播放相關輔具

如果聆聽活動的本質是單向的，而且不限於現場也不限於語音，意思是雖然有固定的聲源，但聲音內容可能包括語音及非語音成分，而且聲音內容可能現場產生也可能預先錄製，而且聲音內容的發生並不與聆聽者互動，這種情境運用的輔具很可能就是媒體播放相關輔具。這種情境中的聆聽者可能只有一人，也可能同時多人，對傳輸距離的要求可能較高，但對時間延遲性能的要求可能較寬鬆。

舉例來說，用來聆聽音樂隨身聽、電視機、家庭音響設備、電影院、演奏廳、表演廳、舞台、劇場等情境聲音的輔具，都符合「媒體播放」範疇。此類輔具包括搭配助聽器使用的聲音串流系統（例如直接音源輸入線路、線圈迴路系統、調頻無線電系統等）、字幕系統、聲場喇叭擴音系統、降噪耳機等。

## 聲音事件感應輔具

「事件」（event）指的是代表情境脈絡變更的符號表徵（sign），有些事件同時含有多元表徵，其中包括聲音成分，另外有些事件則僅具有聲音符號表徵。人類利用這些符號表徵更新內在意識中對情境脈絡的認知連續性，做為人與環境、人與人際互動的工具。

舉例來說，在門鈴響起前後，造成「門口沒有人」變成「門口有人」的認知變化，「門鈴響」在此例中就是重要的事件。聽覺障礙者可能無法有效利用事件中的聲音符號，因此可以採取三種不同策略，統稱為聲音事件感應輔具：

第一種方式是讓原生事件同時產生非聽覺性的表徵，如火災閃光蜂鳴警示器、顯示目前發言者的會議麥克風燈號系統、同時具備震動功能的鬧鐘等。

第二種方式是在原生的聲音事件發生時，觸發次發性的非聲音事件，例如閃光震動式嬰兒哭聲監護器、導聾犬等。

第三種方式是將聲音事件中的聽覺符號表徵以擴大或替代的方式，讓聽覺障礙者仍可接收，例如搭配連網助聽器的事件觸發網路、聲音事件傳感器等。

## 結語：從輔具到科技

不論是否採用口語溝通，「聲音」都是對人類相當重要的外部刺激，本文介紹多種運用聲音刺激的輔具，但就如電話帶來的啟發一般，任何效用顯著的輔助科技，都足以證明科技的價值在其能輔助人類，不侷限在「身心障礙者的輔助科技」，其實是「全人類的科技」。

輔具不只是硬體，輔具不只是器物，輔具就是科技。洞悉聽覺功能的本質，耙梳聽覺功能對於活動及參與的影響，我們重新思考：科技如何成為人從事活動的促進物。這才是聽覺輔具的真正意涵。



This work is licensed under a [Creative Commons Attribution-NonCommercial 3.0 Taiwan License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/tw/).