

聽覺輔具介紹



【林克襄／創用 C C 「姓名標示—非商業性」 3.0 台灣版授權】

學習目標

閱讀完本章，能夠：

1. 了解與聽覺功能相關的輔具類型。
2. 了解與促進聆聽活動相關的輔具類型。
3. 了解聽覺輔具在《醫療器材分類分級管理辦法》及 CNS 15390 國家標準的鑒別及分類與分級。

第一節 簡述聽覺功能及障礙與輔具策略

聽覺是許多動物洞悉環境周遭的重要感官，也是各種口語溝通模式的主要接受感官。無論是否以溝通為目的的聽覺，均包含多層次的感官功能，聽力學觀點常如此描述聽覺歷程 (auditory hierarchy) 的不同階段：

察覺 → 區辨 → 辨識 → 理解

察覺階段與相關障礙

聽覺歷程的起點是對聲音訊號的察覺 (detection)，環境中的聲波在聽覺器官引起神經衝動；這個歷程階段主要發生在周邊聽覺系統，但中樞聽覺系統的病灶也可能對這個歷程階段造成負面影響。能夠引起聽覺神經衝動的最小音量稱為聽力閾值 (hearing threshold)，係最常施行的聽力檢查項目，各種保險制度對於聽覺失能給付也採用聽力閾值為基準。

每一個耳朵的聽力閾值不是「一個」數值，因為聽力閾值的測量結果受到非常多因素影響：使用哪種換能器 (transducer，例如：耳機／earphone、喇叭／loudspeaker、震盪器／vibrator) 施測、聲波透過哪種途徑 (condition，例如經空氣傳導的氣導途徑、經頭顱骨傳導的骨導途徑) 傳導至聽覺器官、聲波類型 (例如：純音／pure-tone、脈衝音／pulse、啾啾音／chirp、爆破音／burst)、聲波頻率 (介質每秒震動次數)、聲波

頻率特定性（例如：純音／pure-tone、頻率調變音／frequency modulation、窄頻音／narrow band、寬頻音／wide band 的頻率特定性均不同）等，測得的聽力閾值結果皆不同，代表聽覺系統察覺不同聲音的能力。

臨床聽力學最常施行的聽力閾值檢查稱為**純音聽力檢查（pure-tone audiometry，PTA）**，包含以覆耳式耳機（supra-aural earphone）或插入式耳機（insert earphone）執行的氣導純音聽力閾值，及以骨導震盪器執行的骨導純音聽力閾值，原則上在 125 赫茲～8,000 赫茲頻率範圍間依八度音程（octave）即 125 赫茲、250 赫茲、500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲、4,000 赫茲、8,000 赫茲的純音施測，有必要時再以半個八度音程（half octave）純音施測 750 赫茲、1,500 赫茲、3,000 赫茲、6,000 赫茲等頻率的聽力閾值。人耳可聽頻率範圍約 20 赫茲～20,000 赫茲，因為 125 赫茲～8,000 赫茲範圍對於人類日常各項活動的重要性較顯著，在有限施測成本內特別著重這個範圍的聽力閾值資訊；隨著評估目的不同，有時也需要以更高或更低頻率範圍的聲音施測聽力閾值。

在歷史脈絡中，為了應付保險給付等目的，不得不將聽力閾值簡化成含糊概約的單一數值，稱為**純音平均聽閾（pure-tone average，PTA，切勿與純音聽力檢查縮寫 PTA 混淆）**，實際計算方法因為語言特性及財務考量而經常不同，例如歐、美國家計算純音平均聽閾的方法是取 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲等三個頻率純音的聽力閾值取算數平均數為主，有時改取 1,000 赫茲、2,000 赫茲、4,000 赫茲等三個頻率純音的聽力閾值算數平均數或取 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲、4,000 赫茲等四個頻率純音的聽力閾值算數平均數，或取 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲、3,000 赫茲等四個頻率純音的聽力閾值算數平均數；日本計算純音平均聽閾雖然也取 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲等三個頻率純音的聽力閾值，但依序按 1:2:1 比例計算加權平均數，稱為**語音範圍平均聽閾**，強調日文語音特徵與歐、美語言的差異。我國有些法規採用 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲、4,000 赫茲等四個頻率純音的聽力閾值算數平均數為鑒別基準，另一些法規採用 500 赫茲、1,000 赫茲、2,000 赫茲等三個頻率純音的聽力閾值算數平均數為鑒別基準，不同計算方式得到的純音平均聽閾意義不同，無法直接交換代用或換算、推算。

在**語音聽力檢查（speech audiometry）**中，利用語音施測聽力閾值得到的結果稱為**語音察覺閾（speech detection threshold，SDT）**，其意義又與純音平均聽閾不同，雖然也是用以描述聽覺歷程「察覺」階段功能的重要資訊，惟語音係頻率特定性較差的寬頻

刺激音，罕有法規或保險給付辦法以語音察覺閾為參考基準。語音察覺閾跟語音辨識閾（speech recognition threshold，SRT）不同，前者僅止於聽覺歷程的「察覺」階段，後者涉及所有聽覺歷程階段，兩者亦無法直接交換代用或換算、推算。

世界衛生組織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，b2300 聲音偵測功能與聽覺歷程的察覺階段息息相關，實務上常以聽力閾值計算聲音偵測功能損傷等級，世界衛生組織在 2021 年估計全球人口超過 5%（432,000,000 名成人、34,000,000 名兒童）具有**障礙性聽損**（disabling hearing loss），即優耳純音平均聽閾等於或劣於 35 分貝；我國截至 2021 年年底的聽覺機能障礙領證人口僅佔全國人口數 0.5%（127,035 人），比例遠低於全球，主要原因是我國不採用世界衛生組織的「障礙性聽損」定義，而是修改美國眼耳鼻喉科學會（American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology，AAOO）在 1959 年提出用於保險失能給付資格的計算公式為鑒別基準，這套公式自 1970 年代起即受到多位學者批評過於嚴苛。依全球比例估計，我國超過 1 百萬人口具有障礙性聽損而未領有聽覺功能相關的身心障礙證明，可能透過本章介紹的種種輔具降低參與侷限或減少活動限制。

區辨階段與相關障礙

聽覺歷程在察覺聲音之後，第二個階段是聲音訊號的**區辨**（discrimination），判斷兩組聲音是否相同、聲音是否包含複數成分。從這個階段起，聽覺歷程主要涉及**中樞聽知覺處理**（central auditory processing），聽力學描述其為**閾值上**（suprathreshold）聽覺功能，與耳蝸後（retrocochlear）解剖部位的生理功能相關性較高，但周邊聽覺系統病灶也可能對這些歷程階段造成負面影響。

「區辨」歷程階段的聽覺功能包括：**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，從前一個聽覺歷程階段「察覺是否有聲音」推進到「察覺聲音是否不一樣、聲音內容是否改變」。ICF b2303 聲音**偏側性功能**在於區辨聲音來自左側或右側，與聽覺歷程的區辨階段較相關，然而臨床上沒有適用的標準化測驗。

聽覺歷程的察覺階段與區辨階段之間是序列關係，不是依賴關係。聽覺系統雖然要先能察覺到各個聲音成分，才能接續區辨聲音異同，但區辨功能依靠中樞系統而察覺功能依靠周邊系統，對於察覺功能損傷而區辨功能完好的個案，利用聽覺輔具放大音量彌補周邊系統，或以植入系統取代原本聽覺器官功能，可以順利地銜接聽覺歷程；另一方面，如果聽覺系統的區辨功能損傷嚴重，無論察覺功能損傷程度如何，單純放大音量的輔具策略難有良好預後，後續的聽覺歷程階段也受到限制；改善此階段的輔具策略是利用**濾波器**（filter）等技術改變聲音屬性，使聲音成分的差異性變大到容易區辨的程度。

辨識階段與相關障礙

接續區辨的聽覺歷程階段是對聲音訊號的**辨識**（identification），從前一個階段只是「察覺聲音不同或改變」再進一步，明確指認聲音的頻率、音量、時長、共時與序列、方向、距離、空間定位、組成與模式；中樞聽覺系統在這個階段能融合雙耳分別接收的聲音內容，組合成更完整的聲音資訊，以及抽取強化有意義的聲音成分。

ICF b1560 **聽知覺功能**即涉及辨識聲音、音調、音高等，b2302 **聲源定位功能**係辨認聲音在空間中的來源（上下、前後、左右、遠近），b2301 **聲音辨識功能**用以辨識哪些聲音成分為前景訊號（foreground signal）並與背景分離，以及雙耳融合，b2304 **言語辨識功能**用以辨識哪些聲音成分為語音內容並與背景（非語音成分）分離，皆與聽覺歷程辨識階段相關。

聽覺歷程的辨識階段涉及有意識地集中注意到特定的聲音刺激，過濾令人分心的噪音（無意義的聲音成分），正是 ICF d160 **集中注意力活動**的一種形式。聽覺歷程辨識階段依靠著集中注意力活動能否完成，與聆聽心力負擔（listening effort）相關，障礙者的典型表現為**聆聽疲勞**（listening fatigue），心力耗竭導致其他聆聽相關活動的參與受到侷限。

輔具產品雖然無法直接改變中樞功能，但可以改變聲音訊號，預先融合不同方向來源的同質聲音成分、分離無意義的聲音組成，增加聲音訊噪比（signal-to-noise ratio，SNR），再將處理後的聲音傳輸至聽覺器官。輔具佩戴者仍然要靠自己的聽覺中樞完成整個聽覺歷程，但有機會在此階段耗用較少心力，促進完成活動的程度。

理解階段與相關障礙

最後一個聽覺歷程階段是對聲音訊號的**理解 (comprehension)**，從聲音訊號獲得有意義的認知，ICF b16700 口語接收功能即是這個階段把聽覺感受轉化成語言意義。b1560 聽知覺功能跨越聽覺歷程的辨識與理解階段，使聽覺得以用於理解環境意義：鬧鐘或電話鈴響、獵物或天敵趨近、孩童哭鬧、窗外的風雨雷電、引擎運轉速度與變速箱檔位更換、派對歡愉與音樂交響……一切聲音到這個階段才產生意義。

本節稍早介紹過的純音聽力檢查雖然主要用於評估聽力閾值，以聽覺歷程的察覺階段為主，然而其施測方式需要受測者做出明確的行為反應（例如按按鈕、舉手等），如果受測者在理解階段發生功能障礙，有可能導致非器質性聽損（nonorganic hearing loss），使行為聽力檢查（behavioral audiometry）與不依靠行為反應的電生理聽力檢查（electrophysiological audiometry）測得閾值差異懸殊。

語音聽力檢查中的語音辨識率（speech discrimination score）是一種閾值上檢查，常用以評估聽覺歷程的理解階段，測得較佳的語音辨識率成績表示對聽覺輔具介入的預後較具信心；聽覺歷程的理解階段受到區辨、辨識等聽覺歷程影響，語音辨識率不是特定於理解階段的評估工具，成績不佳不代表介入效果一定不好，只是較具挑戰。

其他聽覺相關障礙

聲音音量小於聽力閾值就不會進入聽覺歷程，但是音量太大可能引起疼痛等不適感受；能引起不適感受的最小音量稱為不舒適音量（uncomfortable level, UCL），從聽力閾值到不舒適音量之間的音量差距稱為聽覺的動態範圍（dynamic range），只有這段範圍內的音量變化才適於聆聽。

聽覺系統的損傷可能導致聽覺動態範圍縮小，包括聽力閾值變大以及不舒適音量變小，稱為響音重振（recruitment）；即使聽力閾值仍在正常聽力範圍內的耳朵，也可能發生不舒適音量異常減小的情況，稱為聽覺過敏（hyperacusis），屬於 ICF b2703 對有害刺激的敏感性功能損傷，也可構成聽覺相關障礙。聽覺輔具可以改變聲音的響度成長（loudness growth），使更大動態變化的聲音刺激也能進入聽覺歷程。

在聽覺歷程之外，還有一種聽覺功能困擾：聽到「非客觀存在的聲音」，在沒有對應聲源的情況下產生聽覺感受，即 ICF b2400 耳鳴（tinnitus），或稱顫鳴。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，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，甚至導致自殺意圖。

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，再來思考治療處遇及輔具介入。

重點提示

- 聽覺歷程包括察覺、區辨、辨識、理解等四個階段
- 各階段之間是序列關係，不是依賴關係
- 發生在不同聽覺歷程階段的困難，需要的改善策略不同
- 改善察覺階段的輔具策略：放大音量補償聽損，或使用植入系統取代原始聽覺器官功能
- 改善區辨階段的輔具策略：改變聲音屬性

- 改善辨識階段的輔具策略：增加訊噪比
- 聽覺疲勞、響音重振、聽覺過敏、耳鳴等困擾也容易造成聽覺相關障礙

第二節 助聽器

我國《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉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（測量聽力閾值）、配助聽器」；實際上聽力不是靠一個「度數」就可以決定輔具策略，如先前小節描述需要有多面向、多維度的解讀，不建議採用「驗配」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處選項、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）」，結果與前述介入步驟用到相同名詞。本章為避免混淆，談論輔具介入步驟一律稱**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）**，在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 03，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) 等輔具產品。或許有些令人訝異地，今日仍然可以購買到耳杯類型的聽覺輔具，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約 15 至 20 分貝的音量增益，也無法針對聽覺功能適配調整。

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——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，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，也相當著重與其他科技的搭配，諸如助聽器間的無線傳輸、助聽器與各種聲源間的串流播放、藍牙連線能力等。Apple 首先提出 MFi (made for iPhone) 規格，隨後 Google 提出 ASHA (audio streaming for hearing aids) 規格，改善助聽器與行動智慧裝置搭配運用的便利性及功能性。

空氣傳導性助聽器

助聽器業界常依外型形式區別助聽器輔具產品，一方面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；無論助聽器採用何種外型設計，最主要的元件都是：麥克風 (microphone)、放大器 (amplifier)、接收器

(receiver)。接收器指的是「接收電路訊號轉換成聲波」的元件，空氣傳導性助聽器採

用喇叭做為接收器，聲波透過空氣傳導至聽覺系統；骨傳導性助聽器採用震盪器做為接收器，聲波透過頭顱骨傳導至聽覺系統。

空氣傳導性助聽器可大致區分為**體佩式 (body level)** 與**耳佩式 (ear level)** 兩種，前者將放大器安置在佩戴者身上，在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 06，例如**口袋式**及**夾領式 (body-worn、bodywear)** 助聽器、**掛頸式 (neckband、necklace)** 助聽器皆屬體佩式助聽器；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。將放大器安置在耳後的耳佩式助聽器，統稱為**耳掛式**

(**behind-the-ear, BTE**) 助聽器，在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 15；將放大器置於耳道或耳甲腔處的耳佩式助聽器，如依照個別耳朵的耳道形狀製作外殼，稱為**訂製型 (custom)** 助聽器，採用小型機身搭配通用尺寸耳塞固定於耳道的稱為**耳塞式**

(**instant-fit, IF**) 助聽器，訂製型助聽器及耳塞式助聽器在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 12。

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 (receiver-in-the-ear, RITE)** 助聽器，及接收器配置於耳道的**耳道接收器式 (receiver-in-the-canal, RIC)** 助聽器；此二種形式的助聽器將接收器移出助聽器機身，可縮減機體本身的尺寸，與另一種採用小型機身搭配纖細音管的**細管耳掛式 (slim tube BTE)** 助聽器合稱**迷你耳掛式 (mini-BTE)** 助聽器。有些廠牌助聽器產品在耳內接收器增設麥克風，稱為**耳內麥克風暨接收器式 (microphone-and-receiver-in-the-ear, M&RIE)** 助聽器，為耳內接收器式助聽器的變形。

上述各種耳掛式助聽器（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 (earmold)** 或通用尺寸的**耳塞 (dome)**，耳模或耳塞如果設置較大的**通氣管 (vent)** 或預留開口使其與耳道未完全密合，又稱**開放式 (open-fitting)** 助聽器；耳掛式助聽器是否可稱為開放式選配助聽器，係依耳模或耳塞特性決定，可能在購置輔具後才於適配過程決定，與助聽器的接收器配置方式、音管形式等皆無直接關聯。耳模或耳塞的選用係依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 (microphone-in-helix, MIH)** 助聽器之外，主要按照製作成品尺寸及置入耳道位置深淺不同，分為**耳內式 (in-**

the-ear，ITE) 助聽器、耳道式 (in-the-canal，ITC) 助聽器、迷你耳道式 (mini-canal，MC) 助聽器、深耳道式 (completely-in-the-canal，CIC) 助聽器、極深耳道式 (invisible-in-the-canal，IIC) 助聽器等，其中耳內式助聽器又稱全殼式 (full-shell，FS) 助聽器，耳道式助聽器又稱半殼式 (half-shell，HS) 助聽器。

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不同，更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，助聽器產業正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「年費制」或「可升級」等不同的服務模式，依個案聆聽需求變化而提供。

《醫療器材分類分級管理辦法》將空氣傳導性助聽器訂為一級（低度風險）醫療器材。

對側傳聲式助聽器

單側聽損者若劣耳已無殘存聽力或聽力損失嚴重，佩戴一般空氣傳導性助聽器也難獲得聆聽效益。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，為了避免頭影效應 (head shadow effect) 阻礙，讓不同聲源方向的聲音也能順利進入聽覺歷程，可以在劣耳側佩戴收音麥克風，以有線或無線方式傳輸到優耳側的接收器，由優耳接收聆聽，此類型助聽器輔具稱為**對側傳聲式 (contralateral routing of signals，CROS) 助聽器**，以雙耳佩戴為一組設備，無法拆開獨立運作。

對側傳聲式助聽器系統的必要組成元件為：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。此系統不必配置放大聲音訊號的放大器。

若為非對稱性聽損個案，雙耳聽力損失差異大到不適合一般空氣傳導性助聽器，需考慮對側傳聲式助聽器策略，但優耳聽力也需要彌補，可在優耳側改為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 (bilateral microphones with contralateral routing of signals，BiCROS) 助聽器**。

非對稱性聽損個案的劣耳側如果還不致於完全無法由空氣傳導性助聽器獲得助益，但是改善程度有限，仍需以對側傳聲策略達到足夠功能，還可以採用**擴音對側傳聲式**

(amplification and contralateral routing of signals, AmpCROS) 助聽器策略；這種策略係於雙耳適配空氣傳導性助聽器，惟劣耳側助聽器收取的聲音訊號同步傳輸至優耳側助聽器，即劣耳側助聽器對劣耳側聲音增益、優耳側對優耳側及劣耳側聲音混音增益。

骨傳導性助聽器

骨傳導性助聽器係以震動頭顱骨的方式，將增益後的聲音訊號傳送至坐落於顱骨的耳蝸。骨傳導性助聽器可追溯至 1879 年的羅德斯助聽扇 (Rhodes' s Audiphone)，這是一種金屬材質的輔具，外型猶如手持的扇子，利用扇狀結構集音增幅，使用者以門牙咬嚙扇面頂端，藉由齒齦震動頭顱骨以接收傳音，達到助聽效果。

現今常見的骨傳導性助聽器改於顱骨乳突處佩戴骨導震盪器，包含**眼鏡型 (glasses)**、**頭箍型 (headset)** 等不同外觀形式，也有以**硬帶 (arc)**、**軟帶 (softband)**、**黏貼 (adhesive)** 等方式佩戴的骨傳導性助聽器，其中眼鏡型助聽器在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 09。骨傳導性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，《醫療器材分類分級管理辦法》將骨傳導性助聽器訂為二級（中度風險）醫療器材。

骨傳導性助聽器風險等級高於空氣傳導性助聽器，且骨傳導性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），無法適配空氣傳導性助聽器，才適合考慮佩戴骨傳導性助聽器。

由於骨傳導路徑的跨耳衰退值僅為 0 至 10 分貝，也有部分單側聽損者可使用骨傳導性助聽器達到對側傳聲的效果；骨導震盪器傳聲效能最佳的佩戴部位包括顱骨乳突、眉心、上齒齦等處，曾有廠商針對單側聽損者發展口內式 (in-the-mouth, ITM) 助聽器，將骨傳導震盪器佩戴於上齒齦，透過無線傳輸方式搭配耳佩式麥克風及聲音處理器，形成可用於單側聽損或傳導型聽損的骨傳導性助聽器系統。

鼓膜接觸式助聽器

鼓膜接觸式助聽器（tympanic membrane contact hearing device，CHD）的輔具設計概念來自隱形眼鏡（接觸式鏡片），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：直接接觸鼓膜的鼓膜傳感器（tympanic membrane transducer，TMT），以及佩戴於耳朵的體外部分。

體外部分包含麥克風及聲音處理器，用於拾取聲音及增益擴音，再將處理後的訊號傳輸至鼓膜傳感器，直接增幅震動鼓膜，將放大的聲音能量傳入聽覺路徑。此類輔具初代產品採用光通訊技術，由體外部分發射光束，鼓膜傳感器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；第二代產品改以電磁感應方式傳輸訊號，減少初代產品因佩戴角度偏差無法順利運作的困擾。

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。

《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉對鼓膜接觸式助聽器（代碼 G.3315）的鑑別說明如下：

鼓膜接觸式助聽器用於輔助受損聽力。此器材藉由傳導器直接接觸並振動鼓膜以放大並傳遞聲響訊號。

《醫療器材分類分級管理辦法》將鼓膜接觸式助聽器訂為二級（中度風險）醫療器材。

耳鳴治療輔具

耳鳴的主觀感受是擾人的聽覺刺激，主流治療選項包括以藥物改變神經生理功能、以認知行為改變技術介入、以助聽器或耳蝸植入系統增加環境聲響輸入、以治療輔具產生額外聲響等，可能合併使用多種治療選項。

耳鳴治療輔具通常佩戴於耳部，外型與空氣傳導性助聽器或藍牙無線耳機相似，基本性能是在不阻塞佩戴者聆聽外部環境聲音的前提下，持續產生特定的聲音予佩戴者，這些由耳鳴治療輔具產生的聲音可由耳鳴治療專業人員依治療計畫進行調整。可能用於耳鳴治療的聲音包括：寬頻噪音（broad-band noise，BBN）、窄頻噪音（narrow-band noise，

NBN）、凹谷噪音（notched noise）、碎型音（fractal tones）、自然情境音（例如：海浪、溪流、落雨等）等。

上述治療音的音量設定也與治療策略相關，有可能是「稍微可察覺」的低音量、「略小於耳鳴感受」的混合點（mixing point）、「超過耳鳴感受」的完全遮蔽（total masking）音量等。若是以寬頻噪音或與耳鳴感受頻率匹配之窄頻噪音達到遮蔽效果，採用有效遮蔽音量，這一類輔具稱為**耳鳴遮蔽器（tinnitus masker）**，《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉對耳鳴遮蔽器（代碼 G.3400）的鑑別說明如下：

耳鳴遮蔽器（tinnitus masken[sic]）是一種電子器材，可產生足夠之強度與頻寬的噪音來遮蔽耳內鳴聲或頭內部的噪音。此器材因可遮蔽內部噪音，因此也作為外部噪音和語言的助聽之用。

《醫療器材分類分級管理辦法》將耳鳴遮蔽器訂為二級（中度風險）醫療器材，如未妥善適配，可能永久性加重佩戴者的耳鳴困擾，或合併造成額外聽力損傷。

市面上許多助聽器產品亦提供耳鳴治療功能，可在原本增益外部聲音的功能之餘，產生持續的特定聲音，加上佩戴助聽器原本就是一種耳鳴治療選項，因此聽力損傷者的個案可直接適配助聽器輔具，不必適配專用於耳鳴治療的輔具。

耳鳴困擾很常造成 ICF d160 集中注意力活動障礙，不論是否合併其他聽覺功能損傷。對於未佩戴助聽器或植入人工耳蝸的個案，除了前述專用於耳鳴治療的輔具，還有其他耳鳴管理（tinnitus management）策略，例如有些專門提供環境情境音的網站，可讓使用者佩戴耳機於工作或學習時聆聽，藉此集中注意力，與耳鳴治療的策略、工具並無不同；隨著無線藍牙耳機普及，也有許多這類型的行動應用程式，可以搭配智慧型行動電話、平板電腦使用，本章撰寫的當下，Apple 已在最新版 iOS 作業系統加入內建的環境聲音產生器，提供相同功能。這些網站、行動應用程式、系統軟體等，也都是耳鳴治療輔具。

耳鳴治療輔具（包括耳鳴遮蔽器）在 CNS 15390 國家標準的代碼為 04 27 15。

輔聽器

輔聽器（sound amplifier）也稱為個人擴聲輔具（personal sound amplification product，PSAP），實務上沒有明確的規格定義，只要是由個人佩戴使用、具備擴聲性

能的設備，無論其性能如何，都可歸入此類輔具。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不屬於醫療器材，輔聽器廠商不得宣稱這類型輔具像助聽器般「可彌補受損聽力」。

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傷害，這項風險並不因此免除。

重點提示

- 非電子式助聽器包括：聽筒、通話管、人造外耳、耳杯、耳插、羅德斯助聽扇
- 助聽器的主要元件為：麥克風、放大器、接收器
- 列為一級（低度風險）醫療器材的助聽器為：空氣傳導性助聽器
- 列為二級（中度風險）醫療器材的助聽器包括：骨傳導性助聽器、鼓膜接觸式助聽器、耳鳴遮蔽器
- 輔聽器不受醫療器材法規管理
- 空氣傳導性助聽器依外型可分為：體佩式、耳佩式
- 體佩式助聽器依外型可分為：口袋式、夾領式、掛頸式
- 耳佩式助聽器依外型可分為：耳掛式、訂製型、耳塞式
- 耳掛式助聽器依外型尺寸可分為：標準耳掛式、迷你耳掛式
- 迷你耳掛式助聽器依設計方式可分為：細管耳掛式、耳內接收器式、耳道接收器式、耳內麥克風暨接收器式

- 耳掛式助聽器是否可稱為開放式選配助聽器，係依耳模或耳塞特性決定
- 訂製型助聽器依外型設計及尺寸可分為：耳輪麥克風式、耳內式（全殼式）、耳道式（半殼式）、迷你耳道式、深耳道式、極深耳道式
- 對側傳聲式助聽器以雙耳佩戴為一組設備，依適配策略可分為：對側傳聲式、雙對側傳聲式、擴音對側傳聲式
- 無法適配空氣傳導性助聽器，才適合考慮佩戴骨傳導性助聽器
- 骨傳導性助聽器佩戴方式可分為：眼鏡型、頭箍型、硬帶、軟帶、黏貼、口內
- 耳鳴主流治療選項包括以藥物改變神經生理功能、以認知行為改變技術介入、以助聽器或耳蝸植入系統增加環境聲響輸入、以治療輔具產生額外聲響等，可能合併使用多種治療選項

第三節 植入式聽覺系統與相關輔具

植入式聽覺系統需經外科手術方式，將元件植入個案體內，通常屬於三級（高度風險）醫療器材。有些植入式聽覺系統完全植入體內，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；有些植入式聽覺系統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。

植入體內的元件不屬於輔具範疇，與植入元件搭配使用的體外部分才屬於輔具，在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 21，故本章僅介紹含有體外部分的植入式聽覺系統。

耳蝸植入系統

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。這種類型的聽覺系統稱為耳蝸植入（cochlear implants，

CI) 系統，又稱人工耳蝸、人工耳蝸植入器、人工電子耳，《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉對人工耳蝸植入器（代碼 G.0001）的鑑別說明如下：

人工耳蝸植入器是藉由電子訊號（如電流等）刺激聽覺神經，建立聽力障礙患者的聽覺能力。

《醫療器材分類分級管理辦法》將人工耳蝸植入器訂為三級（高度風險）醫療器材。

耳蝸植入系統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式（off-the-ear）、耳掛式、體佩式等，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。

植入部分包含接收感應天線（receiving antenna）、參考電極（reference electrode）、耳蝸電極陣列（electrodes array）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。

近年來許多耳蝸植入系統廠商與助聽器廠商合作，各種語言處理器功能均有明顯進步，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，耳蝸植入系統與助聽器策略的組合方式也更多元，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。

非對稱性聽損個案可能在優耳佩戴助聽器、劣耳植入人工耳蝸，這種模式稱為**雙耳雙模式（bimodal）**系統，仰賴助聽器與語言處理器的雙耳同步相容性，維持雙耳融合的聽覺功能；高頻聽損個案可能採用人工耳蝸部分植入的策略，在同一耳以空氣傳導性助聽器增益低頻聲音訊號、以語言處理器提取高頻聲音訊號轉換為電刺激，這種模式稱為**聲電雙刺激（electric acoustic stimulation，EAS）**，體外元件同時具備空氣傳導性助聽器及人工耳蝸語言處理器兩種功能。

聽性腦幹植入系統

感音神經性聽損者，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，不但一般空氣傳導性或骨傳導性助聽器可能無法產生效益，即使耳蝸植入系統也未必能夠改善聽覺功能；因為神經衝動無法以良好形式從耳蝸往上傳送到腦幹或更高層次的神經系統。**聽性腦幹植入系統（auditory brainstem implants, ABI）**以語言處理器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。

聽性腦幹植入輔具的概念及發想主要也來自耳蝸植入輔具，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，兩者以電磁感應方式互動。本章撰寫時此類系統尚在發展初步，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。

骨植入式助聽系統

骨植入式助聽系統（bone-anchored hearing device, BAHD; bone-anchored hearing system, BAHS）是以外科手術植入的骨傳導性助聽器，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合型聽力損失個案。骨植入式助聽系統包含體外佩戴的聲音處理器及植入部分，以震動方式接收聲音處理器傳音，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，骨植入式助聽系統的植入部分需牢固鎖定於頭顱骨頭，體外佩戴的聲音處理器以扣鎖方式與植入部分直接牢固接合。

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

《醫療器材分類分級管理辦法》將骨植入式助聽系統歸類於助聽器，訂為二級（中度風險）或三級（高度風險）醫療器材。

主動式中耳植入系統

主動式中耳植入系統（active middle-ear implants, AMEI）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或耳蝸圓窗膜，帶動聽小骨鏈或圓窗膜以增益後的幅度接收震動傳聲。

主動式中耳植入系統可避免一般空氣傳導性助聽器的部分佩戴困擾，例如耳部不適、悶塞感、回授音等，適用中度至重度感音性聽損（無論是否合併傳導性聽損）個案。

《醫療器材分類分級管理辦法》將主動式中耳植入系統歸類於助聽器，訂為二級（中度風險）或三級（高度風險）醫療器材。

經皮空氣傳導助聽系統

經皮空氣傳導助聽系統（transcutaneous air conduction hearing aid system，TACHAS）是一種半植入式的空氣傳導性開放式助聽器系統，植入部分是一根中空鈦金屬管，從耳後穿入至外耳道，充作空氣傳導性助聽器的音管，體外部分是可扣上鈦金屬管的空氣傳導性助聽器，增益後的聲音經由鈦金屬音管及外耳道傳至聽覺器官。經皮空氣傳導助聽系統能保持外耳道暢通，屬於開放式助聽器，較適合高頻聽損者適配。

《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉對經皮空氣傳導助聽系統（代碼 G.3950）的鑑別說明如下：

經皮空氣傳導助聽系統是種無需塞住耳道，而可補償受損聽力的穿戴式聲音放大裝置。此裝置是由空氣傳導助聽器，接於以手術固定於後耳區與外耳道間之軟組織的管狀系統所組成。

《醫療器材分類分級管理辦法》將經皮空氣傳導助聽系統訂為二級（中度風險）醫療器材。

重點提示

- 植入體內的元件不屬於輔具範疇，與植入元件搭配使用的體外部分才屬於輔具
- 列為二級（中度風險）醫療器材的植入式聽覺系統包括：骨植入式助聽系統、主動式中耳植入系統、經皮空氣傳導助聽系統

- 列為三級（高度風險）醫療器材的植入式聽覺系統包括：耳蝸植入系統、骨植入式助聽系統、主動式中耳植入系統
- 耳蝸植入系統可與助聽器組合成雙耳雙模式系統
- 聲電雙刺激耳蝸植入系統的語言處理器具備空氣傳導性助聽器功能

第四節 聆聽輔具

助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統的主要作用都是使更充分的聲音訊號得以進入聽覺歷程，尤其促進察覺、區辨等階段的聽覺功能；對於辨識、理解階段，助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統的促進程度相當有限，改善聽覺歷程較高（較後）層次的歷程需要不同策略，有別於助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統的運作方式的策略。

例如能更積極地區辨佩戴者「想要聽的聲音」跟「不想聽的聲音」，或者使用不同感官方式加強聲音意義，這些策略對於聽覺歷程的辨識、理解階段可以提供促進；提供這些策略的輔具產品稱為**聆聽輔具**（assistive listening device，ALD），主要的 CNS 15390 國家標準代碼為 22 06 27，跟原本的助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統不衝突，佩戴者可以同時使用聆聽輔具，也可以把聆聽輔具配接於助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統使用。

一對一聆聽輔具

在所有口語溝通的情境中，最基礎的形式是一對一交談：兩個人輪流發言，一人發言時另一人聆聽。即使是在這最基礎的口語接收活動，也可能存在諸多因素致使聆聽活動發生障礙，例如兩人間的距離較遠，或者周遭環境聲響噪音過大。

最常用以應對這種情境的輔具策略是使用**遠端麥克風（remote microphone）系統**，在說話者嘴巴附近（相對於聆聽者的耳朵就是遠端）設置收音麥克風，傳輸至聆聽者耳朵（近端）接收，達到猶如在耳畔講話的聆聽效果；收音麥克風具備將聲音訊號傳輸發送的功能，也稱**傳輸麥克風（transmitter）**。目前主流的遠端麥克風系統（簡稱**遠麥系統**）採用**頻率調變（frequency modulation，FM）無線電載波技術**，也常稱為**調頻輔具（FM 輔具）**，通常最大有效傳輸距離約在 10 至 20 公尺以內。

在一對一交談的情境中，遠麥系統的收音麥克風以**頸掛**、**夾領**等使用設計為主，使收音麥克風距離說話者嘴巴不超過 20 公分；有些收音麥克風的收音**極性（polarity）**具指向性，藉此改善收音訊噪比，佩戴時得特別注意麥克風應朝向說話者嘴巴，以免適得其反。另一種收音麥克風的設計方式是讓聆聽者手持指向說話者嘴巴，省下需要說話者預先佩戴的麻煩，但這種收音方式也對兩人間的距離造成限制，應盡量保持不超過 50 公分，否則難以有效收音。

遠麥系統的聲音訊號**接收器（receiver）**可能直接內建於助聽器或植入式聽覺系統語言處理器，這種系統形式中的收音麥克風是廠牌專用型的配件，只能搭配特定廠牌、型號的助聽器或植入式聽覺系統使用。廠牌相容性較佳的遠麥系統則搭配通用型接收器，以**歐式三針腳音訊插頭（3-pin Euro plug）**配接於其他聽覺輔具使用；有些助聽器或植入式聽覺系統語言處理器在機身設置相容此規格의直接音訊輸入（**direct audio input，DAI**）插座，有些則需加裝或換裝音靴（**audioshoe**）形式的**轉接座（adapter）**，或搭配串流器（**streamer**）配件，提供直接音訊輸入插座。

遠麥系統可搭配專用接收耳機，供未佩戴使用其他聽覺輔具的人接收聆聽；利用行動智慧裝置（例如智慧型行動電話機）內建麥克風收音，放置於說話者旁，傳輸至配搭的（有線或無線）耳機接收聆聽，也可構成遠麥系統，iOS 及 Android 系統皆能以作業系統內建功能或行動應用程式軟體達成上述功能。

另一種輔具策略是使用攜帶式電腦（包含行動智慧裝置），搭配**即時語音轉錄字幕軟體**，將說話者的話語內容化為文字呈現，輔助語言接收。這類用以促進面對面溝通的軟體，在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 21 12。兩種策略可併行不悖。

團體聆聽輔具

參與口語交談的人數達到三人以上，情境複雜度隨之增長。第一種變化是一人說話多人聆聽的情境，例如學校裡的教師授課，說話者（教師）可能在說話期間走動，多位聆聽者（學生）各自佩戴使用不同廠牌、型號的聽覺輔具，雖然也能使用遠麥系統促進聆聽活動，但輔具產品的選擇限制較多：收音麥克風只能選擇穿戴在說話者身上（或由說話者手持）的形式、遠麥接收器應具備跨廠牌聽覺輔具的相容性等。

過去助聽器還不普及的年代，有些啟聰學校或聽障者學校曾為了教學活動的有效性，設置**團體式助聽器（group hearing aid）**或**團體聽力訓練儀（group auditory**

trainer)，這種系統的收音麥克風可同時匹配多個接收器，且接收器具備音量增益功能，聽損學生不必自備聽覺輔具也能參與課堂活動。

《醫療器材分類分級管理辦法》第四條附表〈醫療器材分類分級之品項〉對團體式助聽器及團體聽力訓練儀（代碼 G.3320）的鑑別說明如下：

團體式助聽器及團體聽力訓練儀是用來同時與一個或多個聽力受損之人溝通的助聽器。此器材與一個傳輸麥克風共用，可能是單耳的或雙耳的，可藉耳機或耳模產生聯結。此器材的一般型包括三種應用型態：固定線路系統、感應線圈系統以及無線系統。

《醫療器材分類分級管理辦法》將團體式助聽器及團體聽力訓練儀訂為二級（中度風險）醫療器材；在 CNS 15390 國家標準的代碼為 05 03 03。

現在已經很難看到團體式助聽器或團體聽力訓練儀，但是有其他採用相似科技的輔具，例如設置於國際會議室的同步口譯接收耳機、參訪團使用的口語導覽解說接收耳機，都是與一個傳輸麥克風共用、使用固定線路或無線系統傳輸、可調整聆聽音量的輔具。

感應線圈（induction loop）系統的使用情境更超出團體式助聽器或團體聽力訓練儀，這種輔助科技採用類比式的電磁感應方式廣播傳輸聲音資訊，接收器成本低廉且通用性佳，許多助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統語言處理器內建接收器，或可搭配串流器接收電磁感應訊號，未佩戴使用其他聽覺輔具的人也能使用感應線圈接收器及耳機聆聽。

感應線圈系統可以隨需求鋪設，小至設置於服務窗口的單人座位，大至成百上千人的會議室、集會堂，在計程車、公車、火車等交通工具內，甚至在車站、機場等開放式場所等，均可鋪設不同涵蓋範圍的感應線圈系統，也有攜帶式的感應線圈系統可用於臨時活動場合，鋪設範圍內的同時接收聆聽人數沒有上限，運用彈性非常優秀。感應線圈系統在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 18 30。

各國的建築物無障礙設施設計規範對於團體聆聽輔具有著不同要求，例如加拿大法規要求任何大於 100 平方公尺或固定設置座位達到 75 席次的集會場所（包括教室、視聽室、會議室、戲院等），若該場所整合使用擴音設備，應該同時設置調頻系統或感應線圈系統；美國法規要求整合使用擴音設備的集會場所，應確保至少四分之一的座位席次，提供相容於助聽器的調頻系統或固定線路系統接收器，低於八席的場所至少要有兩個座位提供，若

場所鋪設感應線圈系統，可不受前述接收器數量要求限制。我國《建築物無障礙設施設計規範》於本章撰寫之時，尚無任何與聆聽輔具相關之要求。

第二種團體聆聽的變化是**多人說話一人聆聽**的情境，例如一位聽覺功能障礙者參與會議，不同與會者交替發言，很難在接續發言的情況下傳遞遠麥系統的收音麥克風；經歷過嚴峻疫情，傳遞共用收音麥克風也對感染控制不利，恐怕使得遠麥系統成為疾病傳播的媒介。

進階型遠麥系統可以使用及管理多個收音麥克風，預先在每一位與會者處配置，發言之間不必再傳遞，遠麥系統可能採取全部麥克風併同收音傳輸的模式，也可能由接收器佩戴者手動控制，切換聽取不同麥克風的收音內容；有些遠麥系統可以設定麥克風優先順序，例如確保會議主席發言優先覆蓋其他與會者的發言。這種進階型的遠麥系統也常用於校園裡，超過一位教師同時授課的協同教學情境。

如果是在三、五人以內的小型會議情境或小組討論情境，可以採用**桌上型收音麥克風**搭配遠麥系統，這種收音麥克風通常採全方向的收音極性，大約可收取半徑一公尺以內的多位發言者聲音，一起傳輸至遠麥系統接收器；進階型的桌上收音麥克風可以依照使用者需求，切換不同收音極性，鎖定若干特定方向收音，達到更好的收音效果。

第三種團體聆聽的變化是**多人說話多人聆聽**的情境，例如多位聽覺功能障礙者一起參與會議，遠麥系統輔具需求涵蓋本節前述各種考量，既要能支援多個收音麥克風或使用桌上型收音麥克風，也要採用通用相容性佳的傳輸接收規格。

以會議室為例，可以在每個座位設置固定式的收音麥克風，搭配鋪設感應線圈系統；或者在這些收音麥克風設備提供全部發言的音訊輸出介面，以便與會者可以使用自己的耳機或其他聽覺輔具搭配接收聆聽。不論會議室規模大小，這種輔具設備都能促進所有與會者的聆聽品質。

電話相關輔具

電話可說是現代電子式助聽器及遠端麥克風系統的始祖，由於這種科技太過好用且普及，在短短一、兩百年間徹底促進全世界人口的溝通聆聽活動，現在介紹聽覺輔具已不納入電話機、電話通訊網路等輔助科技，它們自成一類輔具，許多低廉的電話產品甚至不再考慮聽覺功能障礙者的使用情境，也非所有國家皆設置法規規範電話產品與聽覺輔具的相容性基準（本章撰寫之時，我國尚無相關規範），使得電話聆聽活動經常對許多人產生限制或參與侷限。

有一些輔具產品可用於改善電話聆聽活動，例如加裝於電話座機的擴音器、加裝於行動電話機的感應線圈、加裝於智慧型行動電話的通話輔助軟體服務等，或者在電話座機加裝音訊轉換器或藍牙轉換器，搭配助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統語言處理器的藍牙電話接聽配件或音訊串流器。這些加裝於電話機的輔具產品，其 CNS 15390 國家標準代碼為 22 24 21。

電話座機擴音器有兩種常見的形式，一種串接在電話聽筒線路上，其原理是直接對電流增幅，增強訊號強度，然而最大可輸出的音量仍然受限於電話聽筒原本的接收器電聲規格；另一種擴音器是套掛在電話聽筒上的形式，含有麥克風、擴大器、接收器等元件，採用**聲學耦合（acoustic coupling）**方式拾取聽筒發出的聲音，擴大音量後再由放大器的接收器發出聲音，其最大輸出的音量可超出電話聽筒原本的接收器電聲規格，然而聲學耦合方式較容易引入聲音訊號失真，使得這種擴音器產品的音質普遍較差。

行動電話機因為聽筒機構與傳統電話座機不同，可能無法與使用者佩戴的聽覺輔具建立**電感耦合（inductive coupling）**，對於在吵雜的戶外環境接聽行動電話產生困擾；電話感應線圈可利用行動電話機原本提供的耳麥設備插座，將聲音訊號轉接至**頸掛式感應線圈系統**，相容於助聽器內建的**電話接收線圈（telephone coil，T-coil）**，並在同一個頸掛式輔具上設置發話麥克風元件，讓聽覺輔具佩戴者順利聆聽及免持通話。

智慧型行動電話可加裝**通話字幕軟體**，擷取通話音訊，即時轉換為逐字式的字幕輸出，供使用者以文字閱讀方式輔助通話進行。有些軟體採用離線式設計，不需電腦網路連線也能運作，採用雲端運算的軟體則需用到行動資料網路或無線網路連線；另有一些軟體係透過訂閱制服務提供，搭配真人聽打員協助聆聽及聽打**即時字幕（live captions）**或提供**即時通訊翻譯（communication access real-time translation，CART）**字幕。每一套服務或方案能夠支援的語言選項不同，尤其我國電話溝通情境經常多語混用，也增加不少技術難度。

智慧型行動電話也可加裝**通話降噪軟體**，消除電話通話期間雙方的環境背景聲音干擾，例如背景的車輛交通、寵物鳴吠、兒童嬉鬧、杯盤碰撞等聲響，對於聆聽活動也帶來促進效果。這類軟體的使用情境不限於電話通話，對於透過電腦網路的語音通話及視訊通話也能運用。

電話音訊轉換器可將通話內容轉換為類比式的音訊電路訊號，後續可接駁至音訊轉錄字幕輔具、電話錄音輔具等，也可搭配聽覺輔具的串流器配件，串流聲音至聽覺輔具。這類輔

具有兩種形式，一種以 RJ11／6P2C 規格連接器串接於電話線路，一種以 RJ9／4P4C 規格連接器串接於電話聽筒線路。家用話機串接於電話線路的輔具形式最佳，因為可以搭配無聽筒線路的無線話機使用，但是採用分機系統的辦公室話機則可能遇到轉接器與分機系統不相容的情況，尤其是同為 RJ11 接頭但採 6P4C 線路的數位分機系統，與這類輔具必定不相容，只能選用串接於電話聽筒線路的輔具形式。電話聽筒線路雖然都採用 RJ9／4P4C 連接器規格，實際的線路排列方式依電話機廠牌、型號各異，除非能夠確認規格相容，實務上也常使用跳線規格轉換器，以確保輔具相容性。

電話藍牙轉換器可將電話通話功能轉換至藍牙通訊協定，與藍牙耳麥、聽覺輔具藍牙電話接聽配件等輔具配接使用。電話藍牙轉換器同樣可分為串接於電話線路及串接於電話聽筒線路兩種形式，其相容性注意事項與電話音訊轉換器相同，在此不贅述。藍牙設備需注意藍牙版本、加密規格、藍牙規範（Bluetooth profile）等細節，應確認在電話藍牙轉換器與藍牙配件間相容，否則無法順利使用；若為一人使用多支電話的情境，也要確認藍牙設備可配對及可同時連線的裝置數量上限，以免需要頻繁地重新配對，失去輔具方案的可用性。

電話亭（telephone booths）是一種用以隔絕環境聲響干擾通話的設施，也能避免電話交談的聲音影響其他人，附帶促進通話隱私的功能，其形式不限於亭式，也可以採通話專用隔間的設計，也是改善通話聆聽、減少參與侷限的輔具。電話亭的 CNS 15390 國家標準代碼為 22 24 12。

媒體播放相關輔具

聆聽媒體內容的活動，例如聆聽音樂、廣播、有聲書，以及閱聽影音媒體內容的活動，例如觀看教學影片、電視節目、電影、短片，還有鑑賞互動藝術媒體，例如電子遊戲、探索虛擬實境或擴增實境等活動，各有其活動限制及參與侷限，可以透過輔具策略加以改善。

擴音喇叭（loudspeakers）可加裝於原有的媒體播放設備，增加播放音量，改善聆聽體驗，增加聲音內容的有效播放距離、涵蓋更多聆聽者，遠麥系統也可使用擴音喇叭做為接收器。擴音喇叭容易對相同空間內的其他人造成影響，也許其他人不希望受到聲響干擾，或者希望聆聽其他內容，或者因聽力差異而需要不同的播放音量設定；有一種擴音喇叭使用波束成形（beamforming）技術及超音波播放能力，讓整個空間中只在特定使用者頭部位置產生可聽聲波，避免對其他人造成影響。擴音喇叭在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 18 36。

耳機 (headphones、earphones) 是供個人聆聽使用的輔具，CNS 15390 國家標準代碼為 22 06 24 或 22 18 38（不同版本對此輔具的分類方式不同，而有不同代碼），依訊號連接方式可分為有線及無線兩大類。耳機佩戴於耳部時通常造成外耳道阻塞，可減少外部環境聲響傳入耳朵的程度，使耳機播放的聲音內容獲得更佳的訊噪比；有些耳機具備**主動式降噪 (active noise cancellation, ANC)** 功能，利用振幅 (amplitude) 相同、相位 (phase) 相反的聲波在耳道內可互相抵消的原理，進一步增加訊噪比。

耳機可以變更媒體播放音量，改善聽覺歷程的察覺功能，也能運用**空間音效 (spatial audio、spatial sound)** 及**心理聲學 (psychoacoustics)** 技術，促進聽覺歷程的區辨及辨識階段。

耳機佔據耳朵的特性使其很難與助聽器、輔聽器、植入式聽覺系統語言處理器等聽覺輔具合併使用，這些聽覺輔具的佩戴者可以搭配串流器配件，配接於媒體播放設備，使媒體聲音訊號直接傳至聽覺輔具播放。

聲音事件感知輔具

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，門鈴發出的聲音是有意義的**信號 (signal)**。

聽覺功能障礙者面臨的挑戰是聲響式信號無法完成整個聽覺歷程，也許無法察覺信號聲響，也許無法從環境聲響當中區辨信號，也許無法辨識聲響信號特徵，也許無法理解聲響信號代表的情境脈絡變更。有幾種輔具策略可以減少障礙：

首先可以在情境脈絡變更時觸發不同事件，使用可造成視覺或觸覺刺激的指示信號輔具，或者使用可同時觸發多重感官事件的輔具。在 CNS 15390 國家標準中，這些輔具依照其主要目的分列多處，例如可同時發出聲響及閃光的門鈴、美食街提示取餐的閃光震動器等，是代碼為 22 27 03~09 的各類**信號指示器**，加裝於電話座機、於接收到來電時發出閃光的電話閃光器是代碼為 22 24 21 的**使用電話之附件**，具有震動器元件可放置於枕頭下的鬧鐘以及可設定閃光、震動的廚房計時器是代碼為 22 27 12 的**時鐘與計時器**，發生火災

或有濃煙時能發出閃光及鳴響的警示系統是代碼為 22 27 21 的環境緊急警示系統，於宵小破窗入侵時發出閃光的保全設備是代碼為 22 27 24 的監視與定位系統。

另一種策略是在軀幹或手臂上佩戴觸覺式助聽器（tactile aids、tactile hearing aids）偵測環境聲響，接收到特定頻率聲音達指定音量時產生震動，使佩戴者由觸覺感知聲音事件，理解情境脈絡變更；進階型觸覺式助聽器可以用不同震動模式表現不同語音成分，一度被某些啟聰學校用於聽損學生學習口語之輔具。觸覺式助聽器在 CNS 15390 國家標準的代碼為 22 06 18。

現今世界的環境越來越吵雜、充斥各種不同聲響，原始的觸覺式助聽器已不敷使用，但是這個概念與需求沒有消失，隨著可攜式電腦（智慧型手機）及其互動配件（智慧手錶、智慧手環）普及，Apple 及 Google 分別在 iOS、Android 系統上提供聲音事件感知功能，可偵測環境聲響，利用電腦運算能力判斷聲音事件的情境脈絡：嬰兒哭啼、有人敲門、家電提示音、水龍頭漏水、火災警報、犬隻吠叫……由使用者預先選取自己想關注的事件類型，系統只在偵測到這些聲音事件才發出通知，藉由螢幕閃爍或配件震動及文字訊息等方式，向使用者傳達事件信號。在這種系統中，輔具擔負察覺、區辨、辨識等歷程階段，使用者剩下理解階段得靠自己。

重點提示

- 遠端麥克風是最常運用的一對一及團體聆聽輔具策略
- 感應線圈是成本低廉、通用性佳、運用彈性優秀的聆聽輔具及建築物無障礙設施
- 觸覺式助聽器是以觸覺感知聲音事件的輔具

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，本章介紹多種加強或取代不同聆聽歷程階段的輔具，以及多種擴大聆聽活動或以不同方式完成活動的輔具，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。這才是探索聽覺輔具的意涵。

問題討論

1. 哪些聽覺輔具受到醫療器材法規管理規範？風險等級分別為何？
2. 聽力損失程度達到幾分貝才適合使用聽覺輔具？
3. 哪些聽覺輔具的目標使用對象是一群人？

參考文獻

- American Speech-Language-Hearing Association. (1981). *On the Definition of Hearing Handicap*. Retrieved 2022, from <https://www.asha.org/policy/rp1981-00022/>
- Bruschini, L., Canelli, R., Morandi, A., Cambi, C., Fiacchini, G., Berrettini, S., & Forli, F. (2020). Bone Anchored Hearing Aids for the Treatment of Asymmetric Hearing Loss. *The journal of international advanced otology*, 16(3), 313–317. <https://doi.org/10.5152/iao.2020.8879>
- Center for Hearing Loss Help. (2020). *The Hearing Aid Museum*. The Hearing Aid Museum. Retrieved 2022, from <https://www.hearingaidmuseum.com>
- City of Mississauga. (2015). *2015 Facility Accessibility Design Standards*. https://mississauga.ca/file/COM/City_Of_Mississauga_Facility_Accessibility_Design_Standards.pdf
- City of Ottawa. (2015, November). *City of Ottawa Accessibility Design Standards, Second Edition*. https://documents.ottawa.ca/sites/documents/files/documents/accessibility_design_standards_en.pdf
- Fay, J. P., Perkins, R., Levy, S. C., Nilsson, M., & Puria, S. (2013). Preliminary evaluation of a light-based contact hearing device for the hearing impaired.

Otology & neurotology: official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 34(5), 912–921.

<https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e31827de4b1>

Kim, J. S., & Kim, C. H. (2014). A review of assistive listening device and digital wireless technology for hearing instruments. *Korean journal of audiology*, 18(3), 105–111. <https://doi.org/10.7874/kja.2014.18.3.105>

Oller, D.K. (1995). Tactile Aids for the Hearing Impaired: An Overview. *Seminars in Hearing*, 16, 289-295.

Ryberg, A. C., West, N., Sass, H., & Cayé-Thomasen, P. (2019). Bone-anchored hearing aids and active middle ear implants. *Ugeskrift for laeger*, 181(36), V03190176.

Simonetti, P., Vasconcelos, L. G., & Oiticica, J. (2018). Effect of Fractal Tones on the Improvement of Tinnitus Handicap Inventory Functional Scores among Chronic Tinnitus Patients: An Open-label Pilot Study. *International archives of otorhinolaryngology*, 22(4), 387–394. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1635575>

State of Florida. (2012). *2012 Florida Accessibility Code for Building Construction*. Department of Business and Professional Regulation, Florida Building Commission.

https://www.floridabuilding.org/fbc/committees/accessibility/aac/Changes_to_Law/2012_Florida_Accessibility_Code_Final%20.pdf

Tyler, R. S., Noble, W., Coelho, C. B., & Ji, H. (2012). Tinnitus retraining therapy: mixing point and total masking are equally effective. *Ear and hearing*, 33(5), 588–594. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31824f2a6e>

Wagner, F., Todt, I., Wagner, J., & Ernst, A. (2010). Indications and candidacy for active middle ear implants. *Advances in oto-rhino-laryngology*, 69, 20–26. <https://doi.org/10.1159/000318518>

Washington University School of Medicine. (2012, May 14). *Deafness in Disguise*. Digital Exhibits – Becker Medical Library. Retrieved 2022, from <http://beckerexhibits.wustl.edu/did/index.htm>

Wesendahl T. (2006). Insertion procedure, aftercare, and soft-tissue reaction of the 2.5-mm titanium tube system for a transcutaneous air conduction hearing aid system. *The international tinnitus journal*, 12(1), 3–8.

World Health Organization. (2021, April 1). *Deafness and hearing loss*. Retrieved 2022, from <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>

中華民國內政部戶政司. (2022). *中華民國內政部戶政司 - 人口統計資料*. 中華民國內政部戶政司全球資訊網. Retrieved 2022, from <https://www.ris.gov.tw/app/portal/346>

中華民國衛生福利部統計處. (2022, January 4). *身心障礙統計專區-統計處*. 衛生福利部統計處. Retrieved 2022, from <https://dep.mohw.gov.tw/dos/cp-5224-62359-113.html>



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