

# 大腦聽力的聽取

*Nina Kraus*

翻譯者：謝孟庭、陳旭斌、葉芳吟、吳彥玟、張慧珊

"Reproduced with permission from [FULL CITATION]. Copyright [PUBLICATION YEAR], American Institute of Physics."

使用複合的聽覺刺激訊號測量聽覺腦幹反應，不僅瞭解聽覺的敏銳性（acumen），也可觀察大腦如何體驗塑造聲音的聽知覺。

大約 40 年前發表在 *Brain* 上的一篇文章從此改變了聽力評估的世界。Don Jewett 和 John Williston 發現：從人類頭皮腦電圖（electroencephalogram）的電極記錄到的神經放電可以判斷是否聽到聲音。所測量到的電脈衝，起源於中腦，是聽覺腦幹的一部分，並且聽覺腦幹反應（ABR）檢查於臨床使用的開始，是以客觀、被動的方法來確定新生兒是否能聽到聲音。聽力師不再需要等到孩子們大到足以舉手回應聽力計的嘟嘟聲和嗶嗶聲，來確定他們是否能正常聽到。ABR 很快就出現了其他的用途—腫瘤偵測、神經損傷疾病，例如：多發性硬化症等的診斷。

## 從咔嗒聲（click）到波峰（peak）

藉由內耳耳蝸神經同步放電的反射偵測聲音，此進程是從內耳、中腦、丘腦到最上層的感覺皮質區。正常的 ABR 訊號可顯示內耳的健康，因為如果耳蝸未能對聲音作出反應，那麼神經不會同步放電，腦幹神經元不會反射，電極無法接收到任何訊息。

咔嗒聲（click），像手指敲擊聲，長期以來一直是 ABR 聽力評估刺激音的首選。實質上是一個平坦頻譜的脈衝，咔嗒聲（click）誘發出一個如圖 1a 中所示的 ABR 特定的形狀。此特定反應波峰的時間和聽力敏感度相關。對正常聽力者，呈現一個相當程度的咔嗒聲（click）大約在 6 毫秒內可誘發出 5 個清楚的波峰。以羅馬數字 I - V 定義，這些波峰訊號是在聽覺路徑中較高層的皮層下結構依序的神經放電。

在 ABR 聽力評估中，臨床人員先呈現一個強度範圍內的咔嗒聲（click）在其中一耳，然後再做另一耳。咔嗒聲（click）的強度與 V 波峰出現的時間曲線是一個有用的診斷。圖 1b 繪出正常聽力者和聽力損失者簡單的曲線。在 V 波峰之前的波峰，特別是 I 波峰和 III 波峰，能使診斷更精細。它們出現與否及 I 和 III、III 和 V 及 I 和 V 的波間潛時可幫助確立或區分聽覺神經病理，例如：聽力損失是源自中耳還是源自內耳。

ABR 的記錄電極不能直接放置於大腦中。最好的作法是將電極以導電膠連接到頭皮。單一咔嗒聲（click）的反應是來自大腦各部位持續性的電子活動，不是人工的肌肉活動和來自附近電子設備的嗡嗡聲。腦幹反應測試的關鍵，是訊號的平均值。圖 1a 顯示每次檢測的咔嗒聲（click）波峰是不變的，此圖的精確電壓模式起源於腦幹。另一方面，較大的電壓產生自肌肉活動和隨機的電子噪音的非聽覺部分的神經系統。因此，在平均超過數百咔嗒聲（click），背景噪音總和

相抵銷為零，顯示出剩下不變的波峰反應。此外，由於大腦活動記錄的持續時間非常短—咔嗒聲 (click) ABR，10 毫秒左右，能迅速地重複刺激。

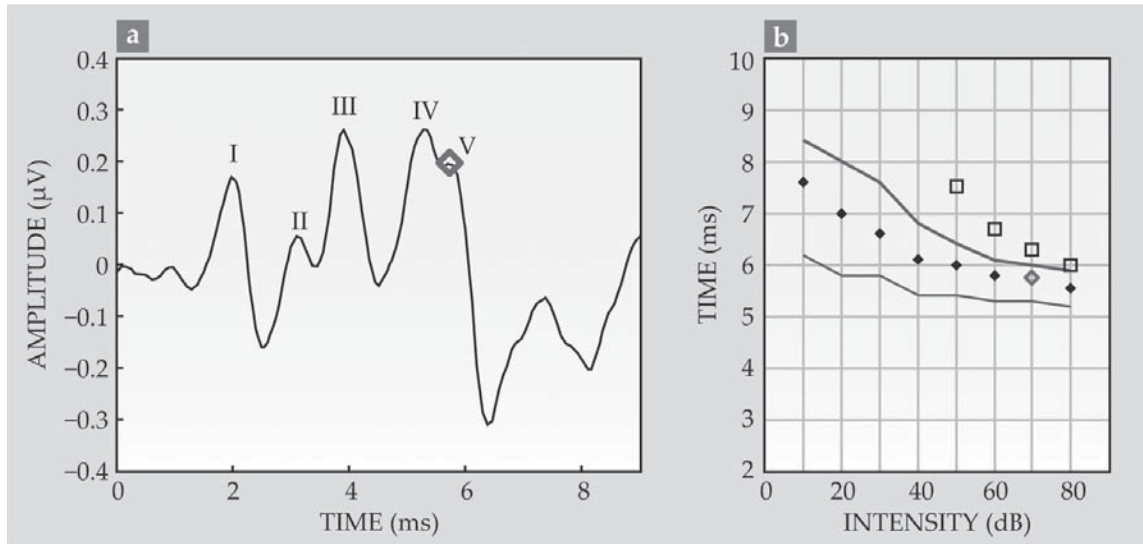


圖1. 咔嗒聲 (click) **腦幹反應**。(a) 對一個正常聽力者，以強度70分貝 (dB) 咔嗒聲 (click) 測試右耳重複誘發的反應，包括五個臨床上有用的波峰，通常是以羅馬數字標誌。紅色鑽石標出V波峰，出現在咔嗒聲 (click) 呈現後5.75毫秒。(b) 此圖顯示V波峰發生的時間點，是在時間軸上以一個咔嗒聲 (click) 呈現的強度函數。紅色鑽石標出對應a圖的相對位置。藍線為界定正常聽力者的時間範圍。空心方塊顯示為某些聽力損失者一個典型的時間—強度關係。此個案的聽力閾值為50分貝，證明低於閾值的響度沒有反應。

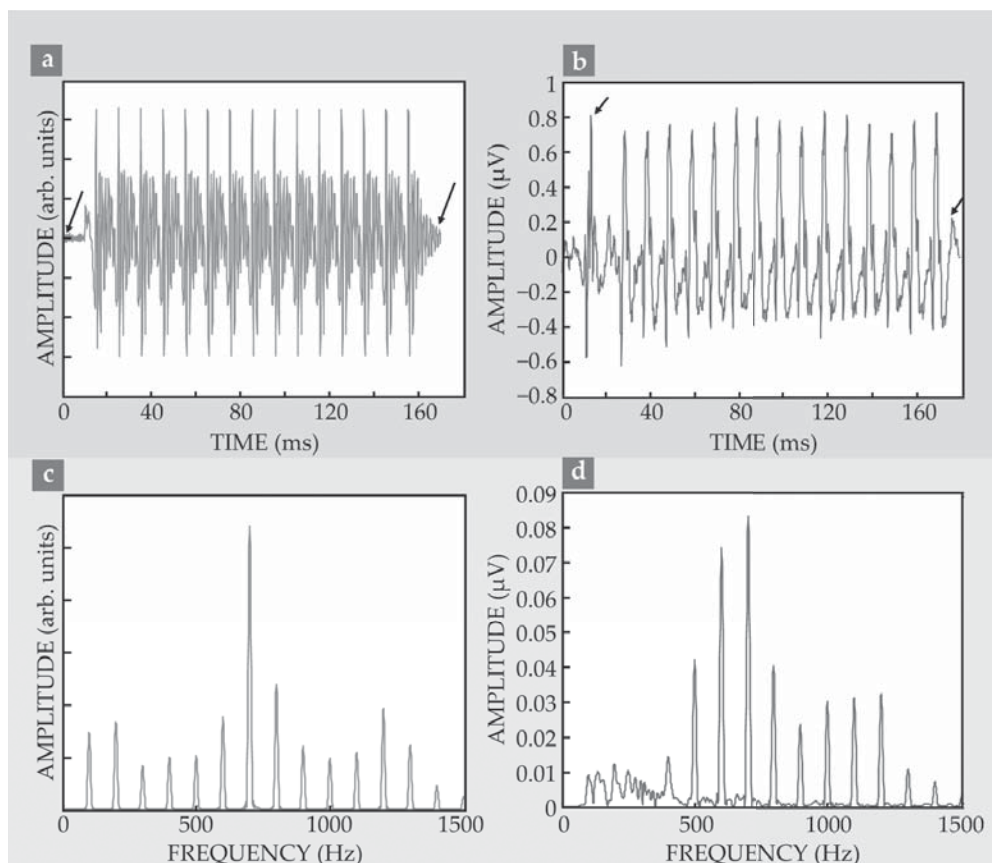


圖2. 複雜的聽覺腦幹反應（cABR）類似以複雜的刺激音來誘發反應。（a）刺激音“ah”一節時間與振幅（任意單位），高振幅週期性母音之前有10毫秒低振幅非週期性的短暫聲音。短暫聲音的發生是例如氣爆，像是嘴唇掀起爆發“P”的聲音或錘子敲擊鋼琴的音板。左箭頭指出短暫聲音的開始，右箭頭為母音終止。其他語音有更多的時間線索，例如：子音－母音轉變、爆破以及發生在毫秒甚至更短的時間刻度上。（b）cABR是以對應於週期性母音的週期性波峰為主。該反應是一個混合低頻率和高頻率的神經活動反射，分別在重複波峰的週期和形狀。此外，在cABR波峰是可見的，以箭頭表示，對應於母音的起始和終止。在所有情況下，cABR波峰具有和誘發刺激音相關的精確時序。（c，d）短暫的時間頻譜在傅立葉轉換後顯示出類似的頻譜。

圖 1a 中所示的反應是平均超過 3000 次的咔嗒聲 (click)。咔嗒聲 (click) 以每秒 30 次的速率呈現，此平均反應需要不到兩分鐘。當速率增加或強度降低，I – IV 波峰趨於消失，但 V 波峰依然存在。

ABR 刺激音的第二個選擇是短正弦波爆破音 (tone burst)。雖然咔嗒聲 (click) 對整體聽力探測 (probe) 提供很好的幫助，但爆破音 (tone burst) 可提供更細微的音調 (pitch) 評估。例如：正弦波可以顯示出低頻聽力是正常的，但高頻聽力異常。21 世紀日受關注在複雜的 ABR (cABR) 測試，也就是，以複雜的聲音探測聽覺腦幹的反應。複雜的 ABR 提供了無法從咔嗒聲 (click) 或純音誘發的 ABR 所獲得的關於在聽覺路徑中聲音處理的大量訊息，包括語言和音樂經驗有關的訊息。cABR 使用增加的原因有三個方面。首先，cABR 的誘發刺激音和反應是一個合理透明的反應連結。第二，cABR 提供了關於聽覺傳出系統的訊息—開始於大腦皮質向下連接至內耳結束。第三，自個案中獲得資料是容易和可靠地。

## 刺激－反應的透明度

正如圖 1a 顯示，咔嗒聲 (click) 的腦幹反應沒有辦法類似於刺激音反應的方波。咔嗒聲 (click) 幾乎是瞬間的，在大多數 ABR 系統中約 0.1 毫秒，但反應的演進大約有 7 毫秒的歷程。與此相反，cABRs 由複雜的刺激音誘發，比咔嗒聲 (click) 持續好幾倍的時間。對於大多數 cABR，刺激持續 0.1 – 0.5 秒左右，但一些研究採用連續幾秒鐘的刺激。週期性刺激的反應，例如：一個音符或語音音調，基本上是 7 毫秒的持續時間，圖 1a 中的反應是在一段時間內，聲音持續的重複一遍又一遍。以週期性聲音重複神經反應被稱為相位鎖定 (phase locking)，它給予刺激音和 cABR 之間極為相似的屬

性。事實上，如果你透過喇叭播放取得 cABR，你通常可以找出聲音引起的反應。( 本文的網絡版包括三個聲音檔案作為例子 )

圖 2a 和 2b 巧妙的說明了刺激音和反應波之間的相似性。波峰反應與刺激音的波峰相匹配，儘管有很短的時間延遲，是由於神經傳導及耳蝸和聽覺腦幹之間的突觸延遲。在母音“ah”的圖中，在高振幅週期性的母音之前是 10 毫秒短暫的低振幅的非週期性聲音。在 cABR 中相對應的波峰是與短暫和穩定狀態聽覺現象有關。不同的刺激音誘發不同的 cABR 短暫變化；其中波峰反應與刺激音、被研究的族群和研究人員所設的研究問題方向有關。

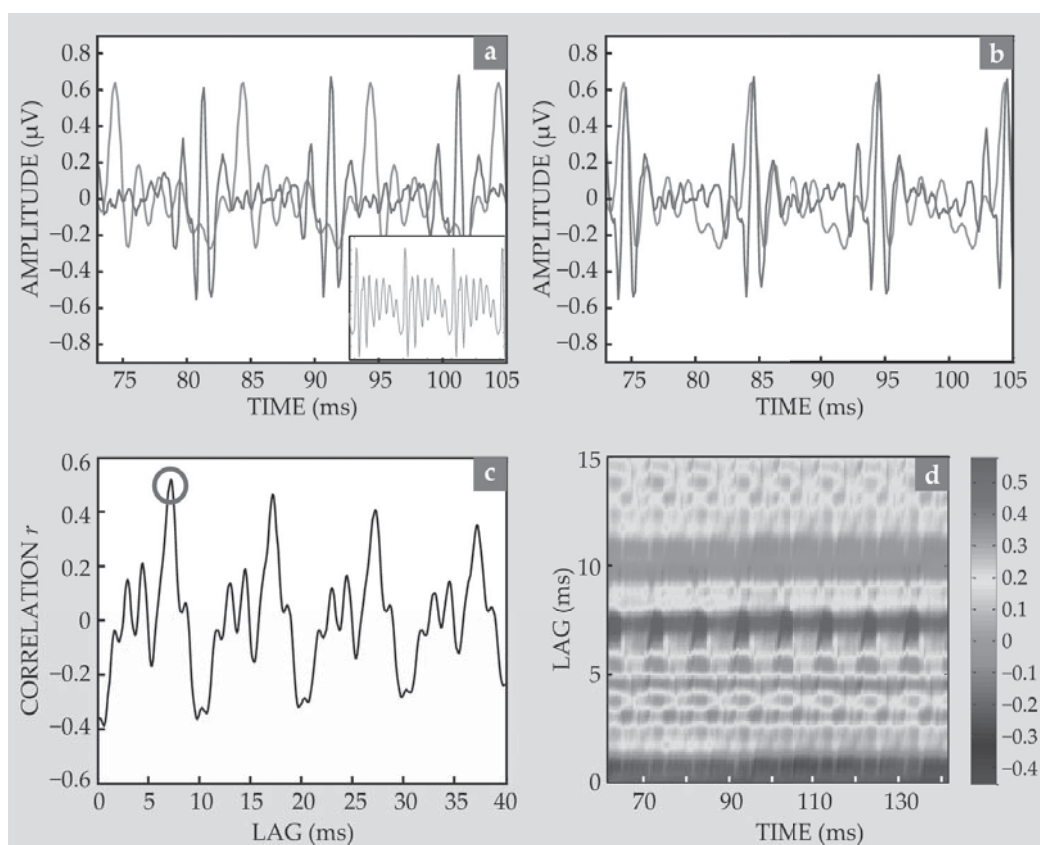


圖3 一個複雜的聽性腦幹反應 (cABR) 可誘發聲音與cABR和另一個cABR的相似性，給予刺激音，允許相關性分析。(a) 插圖顯示了刺激音 (任

意振幅)在主要的位置誘發了反應(紅色)。一旦刺激音被濾波後(藍色,主要的位置)接近腦幹的高頻衰減,刺激音和反應的外型相似性非常顯著。然而,響應波延遲,反應出神經的傳導時間。(b)以6.8毫秒的時間較早轉換的反應波突顯了刺激音與cABR之間的相似性。正如文中描述,一個標準的統計分析產生了r數值,表示刺激音與反應波的相關性,此處繪製的數據之相關性為0.59。(c)此相關圖顯示了相關性與時間延遲的函數圖,紅色圓圈顯示6.8毫秒延遲,產生最大的r數值。波峰的週期性的相關函數反應出刺激音的週期性。(d)為了獲得細緻的分析,研究人員可利用他們所選擇的短時間視窗之相關刺激音與反應波來決定r數值。

其他觀察刺激音和反應波的方法顯示很好的透明度(transparency),所選的刺激音片段和反應波可使用所傅立葉轉換以獲得頻譜圖。例如:從圖2a和2b獲得圖表2c和2d,使用的刺激音片段為“ah”和cABR為20到170毫秒期間。雖然聽覺結構傾向顯示切除高頻率尾端的cABR反應波,但這兩個頻譜圖是很相似的。

過去十年間增加了和語音、有聲非語音與cABR相關的研究,如嬰兒的哭聲、多音複合詞、音樂、環境聲音與其他刺激音。世界各地的科學家的多樣研究分享了兩件事情,第一個是他們採用了超出咔嗒聲(click)ABR所要求的多樣性之數位訊號處理科技。我將會在本文再次提到。此外,我將強調下列內容,即他們發現腦幹不僅是一個聽覺訊息的被動傳遞站,也是上傳(耳朵到大腦)聲音處理和下傳(大腦到耳朵)以調節進來的訊號的中心。

## 相關技術

大部分 cABR 是使用週期性的刺激音而非隨機的刺激音，由此產生的相位鎖定使得它變成某些常見的數位訊號處理技術。簡單的傅立葉轉換顯示呈現在神經放電的頻譜能量的訊息。所產生的絕對與相關之頻率波峰尺寸反應出聲音被處理的精確度，其它處理數據的方法產生顯示一段時間內頻譜如何對反應波的結果。

線性回歸技術證明刺激音和反應波之間之令人印象深刻的相似性，統計學上常用的交叉相關分析方法，刺激音和反應得到所謂的  $r$  值， $r = 1$  時為反應波與刺激音一致， $r = 0$  則是反應波與刺激音完全不一致。

就我所提出的二個原因來說明，直接的時域比較刺激音和 cABR 將不會顯示頻譜的相似性。首先，因為 cABR 反應的是中腦結構中許多離開周邊聽覺系統的突觸，高頻反應趨於衰減。因此，如果滿足反應波有意義的相關性時，刺激音需被適當的濾波。其次，有限的神經傳播速度表示反應波波峰與他們相對的反應波有延遲的關係。圖 3a 中的延遲現象是很明顯的。圖 3b 顯示 6.8 毫秒的轉換反應波數據，產生接近 0.6 的相關係數 ( $r$  值)。在一般情況下，延遲時間最大化的相互關係取決於刺激、呈現的強度和個別的特性 (individual)，但 6.8 毫秒是一個代表值。圖 3 的其餘面向提供的相關性為時間延遲的功能，兩個以上的記錄的整個期間 (圖 c) 和用於記錄的 20 毫秒 (圖 d)。這樣的互相關聯技術同樣可以用於和另一反應比較。以這種方式，研究者可以評估在重新導引的時間延遲，例如：更快的刺激速率，一個較溫和的強度呈現或背景噪音。

合成音節誘發的反應顯示於圖 2 和 3 保持穩定的音調。單音調對比於像是正常的講話包括音調。他們有些是偶發的，但有些—如英語疑問句或中文普通話—是強制性的。圖 4a 顯示出具有一個音節的



高一低—高音調輪廓，不像的中文的聲調，與在腦幹追蹤音調。短時間傅立葉分析或圖 4b 顯示的短時間自動相關性，可以協助顯示神經支持追蹤音調。

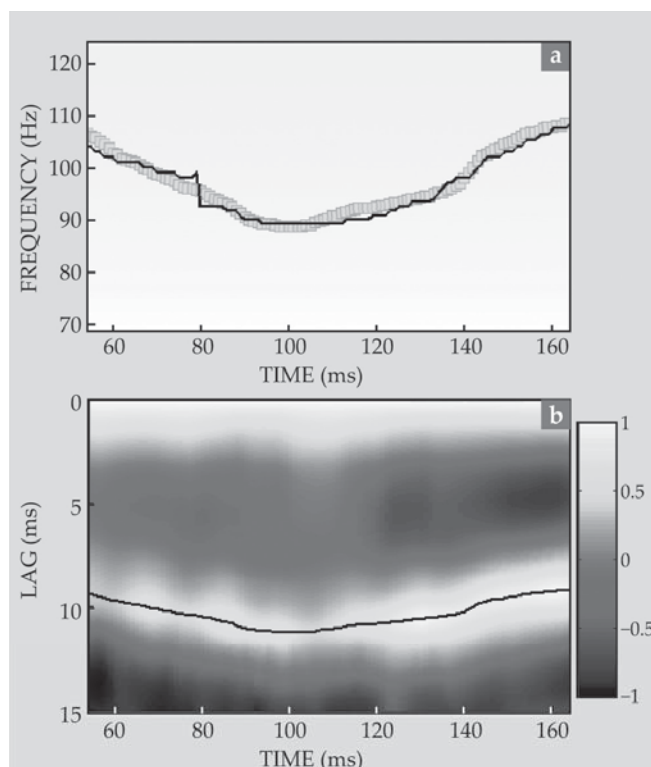


圖4 您問問題時的語調時是一個常見的例子，此聲調 (pitch) 曲線是在語言學上是十分重要的。語調同時也傳達情感與你想表達的意思。進行複雜的聽性腦幹反應 (cABR) 分析的自相關與其他技巧，可以追蹤在語音中的音調變化。(a) 黑色曲線顯示音調曲線—即音調如何隨時間變化—此刺激音相似於中文的特定聲調。黃色曲線呈現cABR的頻率，它的相位鎖定 (phase locks) 至刺激音的基礎頻率；黃色曲線與黑色曲線幾乎重疊，這顯示了腦幹的追蹤音調之準確性。(b) 此自相關圖型 (autocorrelogram)，顏色顯示了cABR訊號與相同訊號延遲版本的相關性。此數據為表40毫秒的視窗，與原訊號置位於中心且由水平坐標圖標出數值。接近底部的亮黃色頻帶訊號在發生遲延接近基頻週期時，呈現高度相關性。黑

線相當於刺激音的基礎週期。自相關技術也可追蹤的基頻（諧音）的泛音（overtone）。cABR的追蹤刺激音音調的正確性取決於經驗和病理學。

評估 ABR 的時間細節在互相比較的研究中特別實用，例如，比較兩個人使用相同聲音與不同聲音時的 cABRs。不幸的是，錯綜複雜的刺激音誘發的 cABRs 無法呈現容易辨識的咔嗒聲（click）ABR 反應波形。幸運的是，有更多比視覺辨識反應波峰更複雜的技巧，這些相位交叉（cross-phase）的分析其中之一方法是適用的，特別是用在 cABRs 的塞音子音結果。

我已經討論了分析技術只不過是那些目前使用的採樣。和新技術不斷湧現為 cABR 研究變得更加廣泛的傳播。但為什麼經過的所有麻煩，如果一個 cABR 簡直就是看中了聽力測試？我們這樣做是因為一個 cABR 涉及現實生活中的技能，如識字，並挑選出一個的能力在嘈雜的環境訊息，並將其反映了語言和音樂生活體驗。

## cABR仰賴於經驗

連接感覺器官和大腦的神經路徑往兩條路徑，如圖 6 所示，傳入路徑將訊息送往大腦，而傳出路徑將訊息發送至感覺器官。正如大腦“指揮”一個鋼琴家的手指怎麼動，它沿著所有聽覺通路發揮影響。

直到最近，人們假定被動地誘發 ABR 反應出單向處理—是上傳神經路徑，即由耳朵傳至大腦路徑。第一個近似值是假設是真實的用於刺激音如咔嗒聲（click）。因為咔嗒聲（click）誘發反應的特徵形狀和個體間較少變異性，所以咔嗒聲（click）ABR 是聽覺敏感性幾近萬無一失的指標。當前的與正確時間的反應顯示出正常聽力，具有延遲時間的反應即顯示有聽力損失；那完全沒有反應呢？即表示沒有聽覺能力或有神經病理的問題。

聽覺系統的上傳處理 (afferent processing) 只是一半的方程式，下傳聽覺系統 (efferent auditory system) 有重大的影響。即使在耳蝸外毛細胞的活動－是聽覺路徑的周邊末端－較高音強的調節。cABR 是描述傳入和傳出處理的簡要印象；同時還是傳入處理的忠實陳述，它會被聲音喚起 (evoking) 所有個人經驗總和所調節 (modulated)。

什麼種經驗可在 cABR 裡證實呢？例如：語言背景，是典型關於中文音節頻率軌跡的範例，中文不像英文或其他西方語言，中文聲調能夠決定字的意思。在普渡 (Purdue) 大學，A. Ravi Krishnan 所帶領的團隊的大量研究證明以中文為母語者，比那些對中文或其他聲調語言沒經驗的人更能準確追蹤中文音節音調的變化。Krishnan 和普渡大學同事 Jackson Gandour 認為經驗微調腦幹結構是透過原自透過起源於皮質層的下行神經之銳化。他們的想法同於“逆向層次 (reverse hierarchy)”的原則，即根據生物相關的判斷，更高層次的皮質結構可以使較低層次的結構變敏銳。整體來說，科學界對語音處理特殊領域的理解正在遠離層次 (hierarchy)，朝向合併較高層次與較低層次結構的互動處理系統。

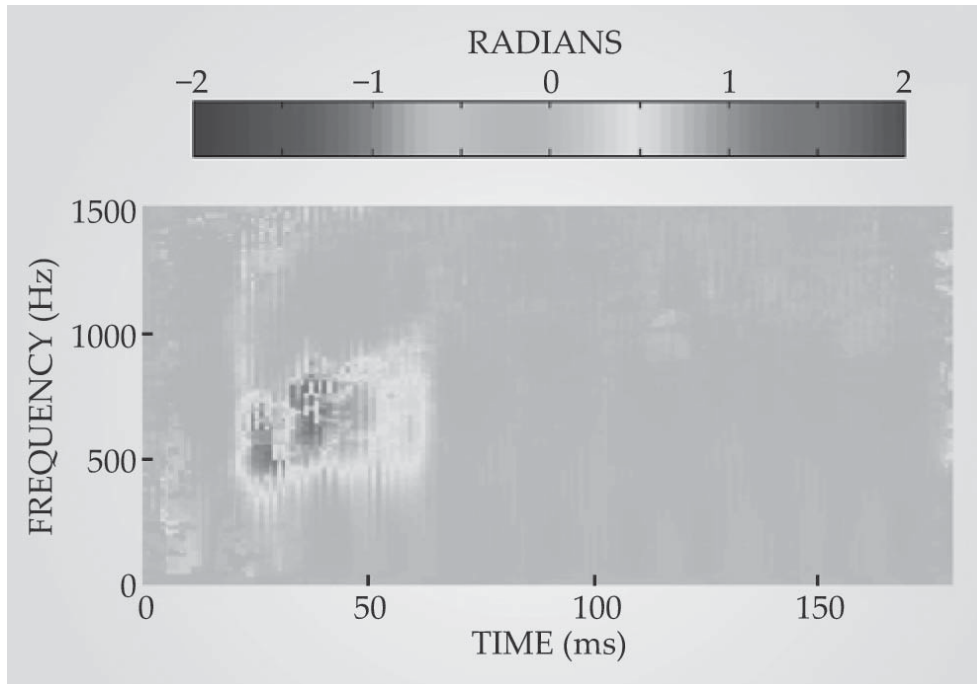


圖 5 “bah”與“dah”的聲音在聲學上是非常相似的，僅只有高頻率成分是不同的。即使聽覺腦幹無法相位鎖定至如此高頻率，但可觀察到兩個音節時間反應的微小差異，在圖中可以看到。大部分區域是綠色，對應於共同的時間反應。這個連貫性是可以預測的，因為兩個音節的大多時長 (duration) 共有相同母音 “ah” 的聲學特性。但是，這兩個刺激音在 20 至 60 毫秒處是不同的，在這部分的複雜腦幹反應，暖色顯示 “dah” 反應稍早於 “bah” 反應。對於任何給予的頻率，1 個弧度 (radian) 對應於  $1/2 \pi f$  的時間相差值。

大量的研究證明，對於音樂的經驗確實影響較廣泛的技能，包括那些與運動功能、口語能力 (verbal facility)、注意力和記憶力相關的技能。我對於 cABR 如何被用來檢驗音樂經驗對腦幹處理的影響特別感興趣。我和西北大學的同事發現受嚴格訓練的音樂家們表現除了在音樂上的聲音外，也在說話的聲音和非語音的聲音時 cABRs 都

有增強顯示。這個結果並非完全出乎意料之外，因為科學家們早就知道音樂的經歷可重新連接（rewires）聽覺系統，正如上述：皮質影響腦幹。音樂家的 cABRs 對說話語音的增強仍是耐人尋味的。

綜上所述，音樂家的 cABR 研究顯示因為音樂訓練的基本大腦改寫（rewriting）與提供追蹤音樂對感覺與認知系統影響的一個客觀方法；我們不應該要有刻板的印象或是刻板的認定，這份研究僅止於大腦對於音樂在感覺與認知系統上的作用，是個人對於音樂及語言上的經歷有提升的效果。相反，只有某些特定的聲音對有經驗的聽者產生加強的反應有，和增強功能僅可在 cABRs 特定的功能清楚見得，但不能長時間觀察可能會受到影響。

## 應用

cABR 功能可顯示出真實的生活技能，包括識字與在嘈雜背景聆聽語音的能力。特別在噪音情境中聽懂連續語音（running speech），聆聽者需要組織相關的聲音－同伴的聲音－至連貫、一致的主題中且忽略剩餘的部分。這個任務的完成某種程度是倚賴時間與音調線索。除了主觀的報告外，各種客觀的測試可以評估一個人的在噪音情境中語音理解能力。我和同事進行的幾項研究中，我們已經分析了 cABRs 在時間與音調的呈現。這些主觀陳述的品質與主觀和其他客觀測量噪音情境中的語言能力互相配合良好。cABRs 與其他測量方法的一致性能夠適用於各年齡層與聽損者身上。

不難想像要傾聽對話的能力跟腦幹處理過程之間的相關性。但可能會令你感到驚訝的是識字 / 讀寫能力（literacy），可透過標準化的紙筆測量－與 cABR 有相關性，尤其在孩童身上特別突出。尤其的是在較好的閱讀者身上，反應時間更快速，且反應頻譜的高頻組成成

分的更為增強。我和同事推測，因為下傳感覺神經路徑的敏銳度不足與 cABRs 的缺失與可觀察性，所以某些閱讀能力較差的人難以建立聲音至語意 ( sound-to-meaning ) 的相關性，但這個相關性是有效閱讀所需要的。

當每個人學習在噪音情境聽得更好或當他們加強閱讀能力，他們的 cABRs 將會反應出這些變化。一些研究顯示，長達數週的訓練會影響 cABRs。在某接情況下，甚至是單一的會話 ( session ) 也能夠導致測量時的變化，與神經系統中已知的靈敏度和口語模式一致。

簡言之，聽性腦幹與耳蝸和大腦皮質間的惰性中繼站 ( inert relay station ) 相隔很遠。它集成了上行神經與下行神經更多的連結，且 cABRs 被發現可與大量的資訊。因為 cABRs 反應的不僅是專業知識和經驗，還有言語感知和閱讀能力的缺失，臨床應用應可評估聽覺功能與追蹤伴隨暴露刺激與訓練時的神經改變。

## cABR科技的未來

雖然對 cABRs 的興趣日益增加，但目前的科技限制於少數的實驗室，而這些實驗室是使用次理想的設備來發展他們自己的分析程序 ( routine )。我希望他的效用能被廣為人知，cABRs 記錄和分析技術能夠像 click ABR 幾十年前進入業界時就有對容易使用的形式。

這篇文章除了強調應用之外，特別是研究神經教育結果對聽覺功能的影響，cABR 可在研究如：營養、運動及荷爾蒙等因素對聽覺影響。cABR 可作為生物處理程序的標準，它可協助發展和微調人工耳蝸、助聽器等儀器與其他聽覺輔具、麥克風、放大器和喇叭。cABR 的應用對人類沒有限制，它也提供一個探查 ( probe ) 可運用在動物的聽覺生理學。一旦在實驗室中建立了，它應可將 cABRs 帶入臨床與校園裡。

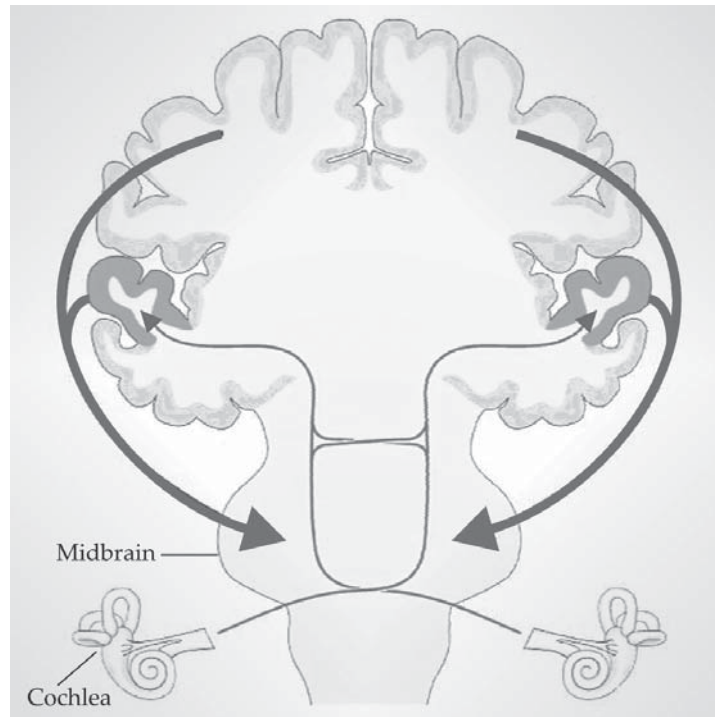


圖6 **聽覺系統是雙向道** 聲音傳遞沿著上傳路徑（細箭頭）從耳蝸至聽覺皮質，訊號持續地被“向下”的影響而做調整（粗箭頭）。這些影響沿著下傳網絡傳遞，下傳路徑的起源除了聽覺皮質（最深色的陰影），也包含非聽覺區域如邊緣系統（limbic system）與記憶力與注意力的認知中心。他們影響所有聽覺傳下至耳蝸的中心，包括聽覺中腦的結構－頭皮電極紀錄的複合聽覺腦幹反應之主要來源（摘錄自參考文獻8）。

## 參考文獻

1. D. L. Jewett, J. S. Williston, *Brain* **94**, 681 (1971).
2. T. W. Picton, *Human Auditory Evoked Potentials*, Plural, San Diego, CA (2010).
3. G. C. Galbraith et al., *NeuroReport* **15**, 2057 (2004).
4. E. Skoe, N. Kraus, *Ear Hear.* **31**, 302 (2010).
5. X. Perrot et al., *Cereb. Cortex* **16**, 941 (2006).
6. For a review, see A. Krishnan, J. Gandour, *Brain Lang.* **110**, 135 (2009).
7. M. Ahissar, S. Hochstein, *Trends Cogn. Sci.* **8**, 457 (2004); R. J. Zatorre, J. T. Gandour, *Philos. Trans. R. Soc. London B. Biol. Sci.* **363**, 1087 (2008).
8. For a review, see N. Kraus, B. Chandrasekaran, *Nat. Rev. Neurosci.* **11**, 599 (2010).
9. D. Strait et al., *Eur. J. Neurosci.* **29**, 661 (2009); A. Parbery-Clark, E. Skoe, N. Kraus, *J. Neurosci.* **29**, 14100 (2009).
10. G. Schlaug, *Ann. NY Acad. Sci.* **930**, 281 (2001); T. F. Munte, E. Altenmüller, L. Jancke, *Nat. Rev. Neurosci.* **3**, 473 (2002).
11. S. Anderson, N. Kraus, *Trends Amplif.* **14**, 73 (2010).
12. K. Banai et al., *Cereb. Cortex* **19**, 2699 (2009).
13. J. Song et al., *J. Cogn. Neurosci.* **20**, 1892 (2008); N. M. Russo et al., *Behav. Brain Funct.* **6**, 60 (2010); S. Carcagno, C. J. Plack, *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* **12**, 89 (2011).
14. B. Chandrasekaran et al., *Neuron* **64**, 311 (2009).