

大腦皮質聽覺誘發電位 應用於嬰幼兒助聽器驗證與調整

張秀雯*

澳洲國家聲學實驗室

摘 要

「大腦皮質聽覺誘發電位」（Cortical Auditory Evoked Potentials, CAEP）是聲音刺激在大腦階段所引發的神經反應活動，可藉由短暫的刺激音（純音或語音）誘發出來。CAEP在檢測過程中不需受測者做出行為反應的特點，使這項檢測工具特別適用於評估嬰幼兒或是合併發展遲緩／多重障礙的幼童，而CAEP能反應語音處理以及語音分辨能力的特性更加顯示出這項檢測工具在嬰幼兒助聽器效益驗證方面的發展潛力。亦曾有學者嘗試以「聽性腦幹反應」（Auditory Brainstem Response, ABR）評估助聽器的效益，但是仍有一些問題需要克服。因此，本篇文章著重於介紹CAEP在嬰幼兒助聽器調整與驗證的相關應用。在文章中亦介紹澳洲國家聲學實驗室（National Acoustic Laboratories of Australia）在累積多年的研究成果後所開發出的聽覺誘發反應儀－HEARLab System。最後，以個案討論的方式呈現CAEP在臨床實務上的應用。

關鍵字：大腦皮質聽覺誘發電位、嬰幼兒助聽器驗證、幼兒聽力學、聽覺電生理、助聽器

壹、前言

新生兒在一出生即可經由聽力篩檢來瞭解聽力的狀況。研究指出，在六個月大之前及早接收完整的聲音刺激對於聽損兒的語言發展相當重要（Yoshinaga-Itano, 2003），因此一旦確認診斷聽力損失的問題時，聽力師及耳科醫師建議立即配置助聽器以降低聽力障礙對語言發展的負面影響（Golding, Dillon, Seymour, Purdy, & Katsch, 2006）。隨著新生兒聽力篩檢的普

* 通訊作者：張秀雯

通訊地址：126 Greville Street, Chatswood, NSW 2067, Australia

電子郵件：Hsiuwen.Chang@nal.gov.au

投稿日期：2009.5.25

接受日期：2009.7.10

及化，最直接的影響是配置助聽器的年齡呈現下降的趨勢，而聽力師所面臨的一大挑戰就是為可能才剛滿月的嬰兒驗配助聽器與評估其效益。

配戴助聽器後能否達到最佳之效益首先取決於裸耳聽閾值（hearing threshold）的準確性。嬰幼兒的裸耳聽閾值可透過主觀的聽覺行為反應（behavioural responses）與客觀的聽覺電生理檢查來量測。聽力師在聽力檢查的過程中以系統化的步驟觀察並紀錄嬰幼兒聽到聲音後在行為上的改變，例如轉頭尋找聲音的來源、表情上的變化、停止正在進行中的動作、甚至是驚嚇或哭泣等等。然而，以行為反應觀察為主的聽力檢測受限於嬰幼兒的狀態（Bess & Humes, 2003），當嬰兒哭鬧不停或是睡覺時即無法獲得可靠的結果。再者，在出生幾個月內的小嬰兒尚無法對接近聽閾值的聲音刺激做出可靠的行為反應，因此需輔以電生理聽力檢查，如「聽性腦幹反應」（Auditory Brainstem Response, ABR）或是「穩定狀態聽性誘發反應」（Auditory Steady-State Responses, ASSR）等檢測，依據所測得的數據來推估行為聽力閾值（兩者之間呈現一定的相關性）。在此階段所推估的聽閾值未必等同於小嬰兒實際的聽閾值，因此在為聽損嬰兒驗配助聽器時，聽力師普遍採取「保守策略」來設定助聽器的增益量（Purdy, et al., 2004），也就是說，在參考聽損嬰兒的電生理聽力報告後，聽力師會以低於推估聽閾值（estimated audiogram）的數據來設定助聽器的增益量，接著再輔以聽覺行為量表透過家長或主要照顧者的觀察，將嬰幼兒在聲音敏感度上的改變加以量化以評估配置助聽器後的效益。在臨床上常用的一份量表所包含的問題如下——「你的小孩使用助聽器後是否比較常發出牙牙學語聲」或「你的小孩是否聽得到來自於背後的語音」等¹。

由上述可知現今在幼兒聽力學領域普遍採用的助聽器效益驗證流程仍有其不足之處：依賴行為反應所獲得的檢測資料可信度低，受限於年齡愈小的嬰幼兒愈難以測得真正的聽覺反應閾值。除此之外，根據家長或主要照顧者的觀察所提供的量表結果其準確性亦值得被討論，因為行為上的改變難以劃分清楚的分界線，並不易被量化。在目前助聽器的效益往往需等到聽損兒成長至能對聲音做出易於觀察的反應時，方能測得可靠的行為聽力圖。若要評估助聽器對語音分辨能力的改善，亦需等到嬰幼兒成長至四、五歲並具備一定的詞彙能力時，才能以語詞測驗（speech discrimination test materials）施測。

目前即將從實驗室研究階段步入臨床應用的一項聽覺電生理檢測工具——「大腦皮質聽覺誘發電位」（Cortical Auditory Evoked Potentials，下文簡稱CAEP）可望填補現今幼兒聽力學領域的不足。CAEP在檢測過程中不需受測者做出行為反應的特點，使這項檢測工具特別適用於評估嬰幼兒或是合併發展遲緩／多重障礙的幼童，而CAEP能反應語音處理以及語音分辨能力的特性更加顯示出這項檢測工具在嬰幼兒助聽器效益驗證方面的發展潛力。本篇文章將以「大腦皮質聽覺誘發電位」為主題，介紹由澳洲國家聲學實驗室（National Acoustic Laboratories, A division of Australian Hearing Services，下文簡稱NAL）所開發出的「聽覺誘發

¹ 有興趣者可參考The Infant-Toddler Meaningful Auditory Integration Scale（IT-MAIS）（Zimmerman-Philips, Osberger, & Robbins, 1998），此量表可在以下的網址下載：http://www.bionicear.com/printables/it-mais_brochure.pdf。

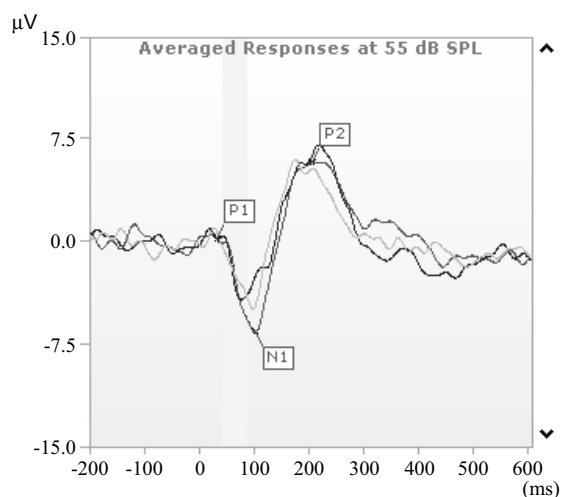
電位測試儀」(HEARLab System)。最後將以個案討論的方式帶領讀者更進一步了解CAEP在臨床實務上的應用。

貳、文獻回顧

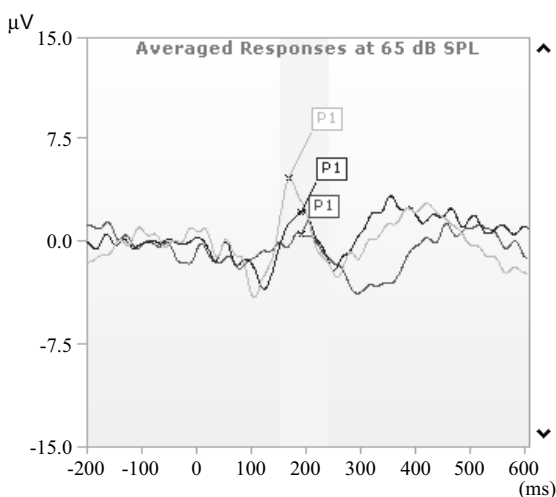
大腦皮質聽覺誘發電位顯示的是聲音刺激在大腦階段所引發的神經反應活動，可藉由短暫的刺激音（純音或語音）誘發出來。檢測過程不需受測者對聲音做出行為上的反應，例如舉手或按鈕表示聽到聲音。無論受測者是否專心聆聽刺激音或是完全忽略聲音，均可記錄到誘發的電位反應（Dillon, 2005; Osterhammel, Davis, Wier, & Hirsh, 1973）。不需行為反應的特點使CAEP特別適用於檢測嬰幼兒的聽覺功能。在檢測過程中，受測者甚至可以安靜的看書或是觀看靜音的影片（Martin, Tremblay, & Korczak, 2008）。

大腦皮質聽覺誘發電位來自於多個大腦區域的電位反應，包括原發聽皮質（primary auditory cortex），聽覺聯合區（auditory association areas），額葉皮質（frontal cortex），皮質下區（subcortical regions）等（Stapells, 2002）。由於大腦各個區域的發展速度與成熟的時間不盡相同，因此在幼兒及成人身上所觀察到的CAEP反應波在波形、潛時值（latency）及頭皮上的分布位置亦不同。

在成人身上（20歲左右）所記錄到的CAEP共有三個主要成分（詳見圖一）：P1, N1及P2。P1波出現在刺激音呈現後大約50-70毫秒，N1波則大約在100毫秒左右，P2則為刺激音後第200毫秒（Davis, 1965）。P1的振幅最小，在成人的反應波上主要看到的是N1與P2。幼兒的CAEP則與成人明顯不同（詳見圖二），主要的波形僅有一個正向波（P1），出現在刺激音後200-300毫秒左右（Sharma, Dorman, & Spahr, 2002），緊隨著一個較小的負向波（Ponton, Don, Eggermont, Waring, & Masuda, 1996）。隨著年齡的增長，P1波的潛時值在學



圖一 成人的大腦皮質聽覺誘發電位



圖二 嬰幼兒的大腦皮質聽覺誘發電位

前的變化最大（Martin et al., 2008; Sharma et al., 2002），大約在青春期中（14-16歲時）幼兒的CAEP才會趨近於成人的波形（Hyde, 1997; Ponton, Eggermont, Kwong, & Don, 2000）。然而，在比較成人及幼兒的CAEP時，需注意所使用的刺激參數（Martin et al., 2008），因為振幅及潛時值均會受到刺激參數的影響。例如，若以較慢的刺激速率來誘發時，幼兒的反應波形會較趨近於成人（Wunderlich, Cone-Wesson, & Shephard, 2006）。

CAEP與行為聽閾值之間的關係已經廣泛地被了解。Hyde（1997）在清醒的成人身上所測得的CAEP閾值與行為聽閾值之間的差距大約為5-10分貝。隨著刺激音的音量下降，CAEP反應波的潛時值會延長，振幅也隨之變小。刺激音量與潛時值之間呈現線性的關係，但是當刺激音量達到高音量時，則會有飽和（saturate）的現象。雖然CAEP的閾值可用來預估行為聽閾值，但是目前在臨床上例使用的ABR與ASSR在聽力閾值的評估上更適合睡眠時間長的嬰兒。

與ABR或ASSR不同的是，在紀錄大腦皮質聽覺誘發電位時，受試者需要維持清醒的狀態（Cody, Klass, & Bickford, 1967）。在進入睡眠狀態時，CAEP即消失。無論是在正常產、低出生體重或是早產的嬰兒身上均可穩定的誘發出CAEP反應波（Kurtzberg, Hilpert, Kreuzer, & Vaughan, 1984; Pasman, Rotteveel, de Graaf, Maassen, & Notermans, 1991）。

有許多研究結果顯示出大腦皮質聽覺誘發電位與語音聽知覺能力呈現極高的相關性。Tremblay和Kraus（2002）觀察到，聽損者經過聽能訓練之後改善了語音分辨的能力，在檢測CAEP時也可以看到相對的改變。Tremblay、Friesen、Martin和Wright（2003）進一步指出CAEP能反應語音之間細微的差異。例如，研究人員在操弄刺激音的「嗓音起始時間」（voice onset time）或「發音位置」（place of articulation）後，所記錄到的皮質電位反應也隨之改變。其他的研究團隊亦發現，不同的語音所誘發出來的反應波呈現出些許不同的潛時值（Agung, Purdy, McMahon, & Newall, 2006; Kraus, McGee, & Koch, 1998; Ostroff, Martin, & Boothroyd, 1998; Sharma & Dorman, 1999）。描述CAEP與語音聽知覺之間的關係最佳的範例是Rance與其研究團隊所報告的聽神經病變（Auditory Neuropathy/Dys-synchrony，又稱為Auditory Neuropathy Spectrum Disorder）的個案（Rance, Cone-Wesson, Wunderlich, & Dowell, 2002）。此研究將15位聽神經病變兒童依照語音聽知覺能力分成兩組，一組是未達到開放式語音辨別能力的兒童，另一組則是語音辨別能力達到開放式能力的兒童，並分別檢測其CAEP。結果發現，CAEP反應異常的兒童在語音辨別能力測驗上的表現也極差。

量測到CAEP反應波是否可推論聽覺行為上的改變？Golding等人在2007年所發表的一篇研究報告針對這個議題提供了解答。研究人員以聽損兒童為對象，探討CAEP與聽覺行為量表之間的關係。在本研究中所採用的量表為Parents' Evaluation of Aural/Oral Performance in Children（PEACH）（Ching & Hill, 2007）。結果顯示，量表的得分與CAEP的出現與否成正相關，亦即CAEP的出現的確意味著聽覺行為上的改變。

早在1967年 Rapin 與 Granziani 即嘗試將CAEP應用在聽損兒的助聽器效益評估上，而幼

兒聽力學家Judith Gravel與其研究團隊亦曾在1989年提出個案報告，比較聽損兒在配戴助聽器前後所誘發出的皮質電位，研究結果顯示CAEP應用於幼兒助聽器驗證上的可行性（Gravel, Kurtzberg, Stapells, Vaughan, & Wallace, 1989）。然而在1960年代早期，ABR的出現提供了一套在檢測上較為穩定的反應，因此在1980年至1990年之間，許多學者致力於將ABR應用於檢測助聽器的效益（Beauchaine, Gorga, Reiland, & Larson, 1986; Bergman, Beauchaine, & Gorga, 1992; Davidson, Wall, & Goodman, 1990; Gerling, 1991; Gorga, Beauchaine, & Reiland, 1987; Hecox, 1983; Kiessling, 1982; Kileny, 1982; Mahoney, 1985），因而使得CAEP的研究銷聲匿跡了幾十年。回顧前人的研究，以ABR評估助聽器的效益，仍存在以下幾個問題有待解決：

- 一、用以誘發ABR反應波的刺激音為短聲（click）或爆破音（toneburst），其長度（duration）過短（Brown, Klein, & Snyder, 1999）以致無法啟動助聽器的壓縮線路，並且會被助聽器當作噪音來處理（Alcantara, Moore, Kuhnel, & Launer, 2003）。而CAEP使用長度較長的語音為刺激音，助聽器在接收語音時的聲電表現會比較接近於聽損者平常配戴時的反應。
- 二、由於ABR所採用的短聲刺激音在聲學上呈現較高的尖峰值（peak level）以及較低的均方根值（rms level），因此助聽器對於短聲的擴音方式與語音將有所不同。
- 三、ABR的潛時值較短，較可能被來自於聲場擴音喇叭與助聽器之間的電磁訊號所干擾。
- 四、相較於來自於聽覺皮質的CAEP反應波，ABR的反應振幅較小，因此需要較多的刺激數量，相對的檢測時間也較長（Dillon, 2005）。

綜合上述的文獻報告可知學界對於CAEP已有相當的瞭解，因此目前在澳洲的研究人員正致力於將前人所累積的CAEP相關知識應用於臨床實務上。

參、HEARLab System 簡介

雖然早在1960年代即有學者將聽覺電生理檢測應用於嬰幼兒助聽器的驗配（Rapin & Granziani, 1967），然而研究人員所使用的實驗室等級儀器（如Neuroscan Systems）操作複雜，資料判讀亦需繁複的數據分析過程，因此並不適合臨床檢測的應用。正因為如此，CAEP的檢測一直停留在實驗室的階段。

澳洲國家聲學實驗室的研究人員有鑑於新生兒聽力篩檢的普及化勢必會產生為聽損嬰兒驗證助聽器效益的需求，因此從西元2000年即開始進行一系列的研究，探討CAEP應用於嬰幼兒助聽器驗證的可行性，希望藉此檢測工具來證實經由助聽器放大後的聲音確實傳送至聽覺皮質區（Golding, et al., 2005）。為了讓研究成果能普遍應用於臨床檢測，NAL的研究人員亦同時著手開發CAEP臨床檢測儀器－HEARLab System（如圖三所示，目前已由NAL授權給美國Frye電子儀器公司生產），設計原則是以臨床聽力師容易操作及判讀為目標。如今HEARLab System的儀器開發已屆商品化的階段，因此在下文中筆者將介紹NAL在累積了數年的研究數據後，所發展出的CAEP助聽器驗證流程。



圖三 HEARLab System（圖片經 National Acoustic Laboratories 同意後使用）

HEARLab System儀器中目前共有二項檢測功能，一是「裸耳聽閾值檢測」（Cortical Threshold Estimation），另一項是「助聽後聽覺皮質評估」（Aided Cortical Assessment），在此儀器中亦將陸續增加其他的電生理檢測，以增加臨床應用的實用性。下文將著重於介紹 HEARLab System在嬰幼兒助聽器驗證過程中的應用。在聽損嬰幼兒配上助聽器後，「助聽後聽覺皮質評估」將可在檢測後立即確認助聽器所提供的效益，需要注意的是，此項檢測並非試圖要取代傳統的嬰幼兒助聽器驗證過程，而是彌補其不足之處。

在HEARLab System中以55 dB SPL、65 dB SPL及75 dB SPL三種刺激音量來檢測助聽器的效益。在檢測時建議先以相當於一般對話的音量（65 dB SPL）在聲場中施測，若能測得聽覺皮質電位反應，則表示經由助聽器擴大後的語音確實傳送至受測者的聽覺皮質，依據此結果可推論受測者應能察覺到語音的存在。在檢測65 dB SPL後，視其反應再接著選擇調降或調升刺激音量。

HEARLab System採用的刺激音為三個語音，分別是語音能量分佈於低頻帶的/m/、中頻帶的/g/及高頻帶的/t/。此三個子音是從一段女性語音的錄音中擷取出來，並透過語音編輯的方式刪除母音及母音轉折帶（vowel transition）的成分。針對/t/和/g/，為了加強高頻帶的能量，再進一步以250 Hz高通濾波器去除低頻的成分（Golding, et al., 2006）。以語音為刺激音是希望在施測時助聽器的運作方式接近日常生活環境的狀況，而藉由分佈於不同頻帶的語音為刺激音可在臨床檢測時快速的瞭解不同頻帶的語音聽知覺能力。

為了輔助人為的判斷，HEARLab System以「多變量變異數分析」統計法（Multivariate Analysis of Variance, MANOVA）來分析所誘發出來的電位波形。統計分析的結果可協助聽力師判斷反應波形的出現與否，以及不同的刺激音所誘發的反應波是否呈現顯著的差異。反應

波形的出現代表受測者可以察覺到刺激音的存在，而比較不同反應波則可瞭解受測者能否聽辨刺激音之間的差異。在成人的研究數據中顯示，對於所誘發的反應波，MANOVA的結果在統計學上未達到顯著差異時表示受測者確實聽不到刺激音，或是刺激音的音量相當接近聽閾值（大約是閾值上10 dB SPL）（Dillon, 2005）。

接下來，筆者將以個案討論的方式來介紹CAEP在臨床實務上的應用，並說明CAEP檢測如何為嬰幼兒的助聽器驗證與調整過程提供更好的解決方案。

肆、臨床實務應用

一、個案一：家長認為助聽器的效益不顯著，質疑孩子是否真的需要助聽器

個案的生理年齡為4個月大，雙耳均為中度感覺神經性聽力損失。在2個月大時配置助聽器，但是家長認為孩子對週遭環境的聲音均有反應，因此仍在猶豫孩子是否真的需要配戴助聽器。其聽力檢測報告如表一所示。在表中先列出以聽性腦幹反應（Tone-Burst ABR）所測得的左右耳聽閾值，聽力師依此數據推估個案的行為聽閾值以設定助聽器的增益量。在配上助聽器一個月後，聽力師以Parents' Evaluation of Aural/Oral Performance of Children（PEACH）聽覺行為量表施測，得分僅為 15.9%，此結果表示家長在個案戴上助聽器後並未觀察到聽覺敏感度明顯的改善。由於家長對於配戴助聽器的疑慮，聽力師於是轉介個案至「澳洲國家聲學實驗室」接受CAEP檢測²。

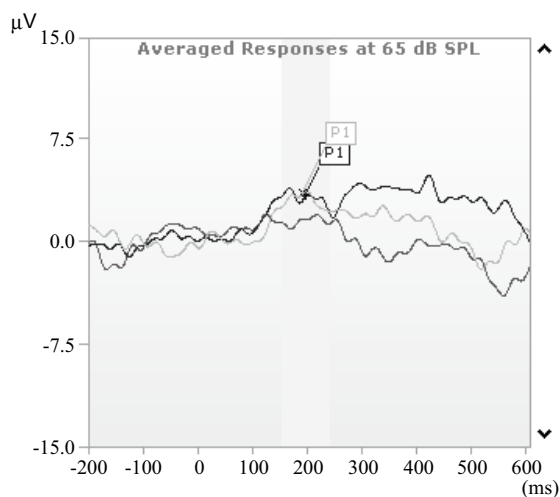
表一 個案一的聽性腦幹反應聽閾值以及預估的行為聽閾值

		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
Tone-Burst ABR 閾值 (dB nHL)	右耳	55	55	50	55
	左耳	65	55	50	55
預估聽閾值 (dB HL)	右耳	45	50	45	55
	左耳	50	50	45	55

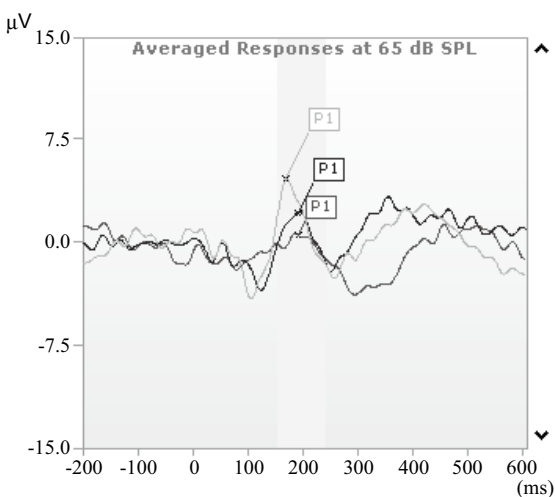
刺激語音設定為65 dB SPL的狀況下，檢測個案在戴上助聽器前後的聽覺皮質反應。結果顯示（詳見圖四及圖五），相較於戴上助聽器所測得的電位反應，在未配戴助聽器雙耳同時聆聽刺激語音的狀況下，尚能測得P1波，但其潛時值較為延後，反應波的振幅亦明顯較小。

在這個例子中，CAEP的檢測結果可讓家長及聽力師清楚的比較配戴助聽器前後在聽覺皮質反應上的差異，並確定助聽器所提供的增益量是否有助於個案接收一般對話音量的語音。由於個案的聽力損失程度為中度，年紀僅為4個月大，配戴助聽器前後在聽覺敏感度上的改善確實不易觀察，因此，CAEP檢測在此例子中彌補了聽覺行為量表的不足。

² CAEP目前在澳洲尚屬研究階段，Australian Hearing預計在2010年將此項檢測納入嬰幼兒助聽器驗配程序當中。因此在現階段，個案需被轉介到National Acoustic Laboratories接受此項檢測。



圖四 雙耳未戴助聽器時所誘發出的CAEP



圖五 雙耳同時配戴助聽器後所誘發出的CAEP

二、個案二：個案目前僅有有限的聽力檢測結果可供聽力師設定助聽器增益量

對於聽損嬰兒，聽力師依據電生理聽力檢測報告來推估行為聽閾值，並依此數據設定助聽器的增益量。在助聽器使用一陣子後（大約每一至二個月），再依據聽覺行為量表的結果，微調助聽器的增益量。一般需等到個案的生理年齡夠大，較能對接近聽閾值的微弱刺激音做出適當且一致的反應後，聽力師方能測得可靠的聽力圖，並依此數據更進一步調整助聽器增益量。

在以下的例子中呈現一位3個月大的嬰兒，其聽性腦幹反應檢測結果顯示即使在儀器的最大輸出時均無法測得任何的聽覺電生理反應，因此在剛滿月時即立即配置助聽器。聽力師在設定助聽器增益量時先以保守的方式推估此個案的行為聽閾值，如表二所示。在戴上助聽器後第二個月，聽力師為其安排CAEP檢測，以確認個案戴上助聽器的效益，並希望能知道是否需要微整助聽器的增益量。

表二 個案二的預估聽閾值

		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
預估聽閾值 (dB HL)	右耳	70	70	75	80
	左耳	70	70	75	80

CAEP檢測結果顯示，在65 dB SPL和75 dB SPL的音量下均未能看到P1反應波。也就是說，在配戴助聽器的狀況下，個案仍然無法接收到一般對話或稍微大聲一點的語音，因此助聽器的增益量的確是需要再增加，有可能是聽力師所預估的聽閾值（70~80 dB HL）低估了個案的聽力損失程度。

在這個的例子中，我們可以看到CAEP的檢測結果讓聽力師能盡早確認助聽器是否提供有效的助聽器增益量，並提供微調助聽器的依據。

三、個案三：聽神經病變個案配置助聽器後的效益驗證

Pearce, Golding & Dillon (2007) 嘗試以CAEP檢測來評估聽神經病變兒童的語音聽知覺能力，並依此結果來決定助聽器的增益量設定。研究人員為二名聽神經病變兒童進行CAEP檢測。結果發現，以65 dB SPL呈現刺激音，在裸耳的狀況下其中一名兒童可測得P1波，而另一名兒童則沒有。依據CAEP的檢測結果可知前者的聽損程度並未如ABR所預測的那麼嚴重（ABR的檢測結果為「在儀器的最大輸出下仍無反應」），因此，對於助聽器的增益量設定僅給予些微的放大量。針對另一名未能測得CAEP的兒童，則給予較多的助聽器放大量。

從Pearce等人所提出的報告中，我們可以看到CAEP檢測的應用將加速聽神經病變個案的聽能管理過程，縮短個案及聽力師嘗試不同助聽器增益量設定的時間。

伍、臨床應用限制

以上所呈現的三個例子僅是CAEP在臨床實務上的一小部份應用，CAEP不須受測者行為反應的特性，也使得這項檢測適用於檢測多重障礙的個案、無法或不願配合一般聽力檢查的個案。然而，CAEP應用在臨床檢測上仍有其限制性。例如，在施測過程中，受測者需維持清醒且安靜的狀態。當受測者為小嬰兒時，聽力師需具備純熟的幼兒聽力檢測技巧，才能記錄到訊號良好的皮質電位。對於腦性麻痺的兒童，由於所記錄到的腦電波雜訊過高，需要相當長的施測時間才能獲得可靠的結果（可能超過一個小時）。目前在NAL仍持續進行相關的研究，希望能克服CAEP的限制性，使其更適用於臨床實務的應用。

陸、總結

即將在臨床應用的CAEP檢測將帶領幼兒聽力學邁向另一個新的紀元。在本篇文章中介紹這項聽覺電生理檢測工具在嬰幼兒助聽器驗證與調整的發展潛力，並以個案討論的方式呈現CAEP在臨床實務中的應用。

致謝

感謝行政院國家科學委員會提供「補助博士生赴國外研究」獎學金使筆者有機會至澳洲進行CAEP相關之研究。在此特別感謝澳洲國家聲學實驗室的研究人員Harvey Dillon (Director)，Lyndal Carter (Senior Research Audiologist)，Barry Clinch (Development Engineer)，Kirsty Gardner-Berry (Research Audiologist)，Dan Zhou (Research Engineer) 在研究過程中所提供的協助與指導。

最後亦感謝二位未具名的審查人對本篇文章所作的寶貴建議。

參考文獻

- Agung, K., Purdy, S. C., McMahon, C., & Newall, P. (2006). The use of cortical auditory evoked potentials to evaluate encoding of speech sounds in adults. *J Am Acad Audiol*, 17, 559-572.
- Alcantara, J. L., Moore, B. C., Kuhnel, V., & Launer, S. (2003). Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. *International Journal of Audiology*, 42(1), 34-42.
- Beauchaine, K. A., Gorga, M. P., Reiland, J. K., & Larson, L. L. (1986). Application of ABRs to the hearing aid selection process: Preliminary data. *Journal of Speech and Hearing Research*, 29(1), 120-128.
- Bergman, B. M., Beauchaine, K. L., & Gorga, M. P. (1992). Application of the auditory brainstem response in pediatric audiology. *Hearing Journal*, 45, 19-21, 24-25.
- Bess, F. H., & Humes, L. E. (2003). *Audiology: The fundamentals*. (3rd Edition). Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
- Brown E., Klein, A. J., & Snyder, K. A. (1999). Hearing aid-processed tone pips: Electroacoustic and ABR characteristics. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10, 190-197.
- Ching, T. Y. C., & Hill, M. (2007). The Parents' Evaluation of Aural/Oral Performance in Children (PEACH) scale: Normative data. *J Am Acad Audiol*, 18(3), 220-35.
- Cody, D. T. R., Klass, D. W., & Bickford, R. G. (1967). Cortical audiometry: An objective method of evaluating auditory acuity in awake and sleeping man. *Transactions American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*, 71, 81-91.
- Davidson, S. A., Wall, L. G., & Goodman, C. M. (1990). Preliminary studies on the use of an ABR amplitude projection procedure for hearing aid selection. *Ear and Hearing*, 11(5), 332-339.
- Davis, H. (1965). Slow cortical responses evoked by acoustic stimuli. *Acta Otolaryngologica*, 59, 179-185.
- Dillon, H. (2005). Page 10: So, baby, how does it sound? Cortical assessment of infants with hearing aids. *The Hearing Journal*, 58(10), 10-17.
- Gerling, I. J. (1991). In search of a stringent methodology for using ABR audiometric results. *The Hearing Journal*, 44(26), 28-30.
- Golding, M., Pearce, W., Seymour, J., Cooper, A., Ching, T., & Dillon, H. (2005). The verification of obligatory cortical auditory evoked potentials in infants using a functional measure (pp.33-37). *National Acoustic Laboratories Research & Development Annual Report 2004/2005*. Chatswood, NSW, Australia: Australian Hearing.
- Golding, M., Dillon, H., Seymour, J., Purdy, S., & Katsch Richard. (2006). Obligatory CAEP testing in infants -- a five year review (pp. 15-19). *National Acoustic Laboratories Research & Development Annual Report 2005/2006*. Chatswood, NSW, Australia: Australian Hearing.
- Golding, M., Pearce, W., Seymour, J., Cooper, A., Ching, T., & Dillon, H. (2007). The relationship between obligatory cortical auditory evoked potentials (CAEP) and functional measures in young infants. *J Am Acad Audiol*, 18, 117-125.
- Gorga, M. P., Beauchaine, K. A., & Reiland, J. K. (1987). Comparison of onset and steady-state responses

- of hearing aids: Implications for use of the auditory brainstem response in the selection of hearing aids. *Journal of Speech and Hearing Research*, 30(1), 130-136.
- Gravel, J. S., Kurtzberg, D., Stapells, D. R., Vaughan, H. G., & Wallace, I. F. (1989). Case studies. *Seminar in Hearing*, 10, 272-287.
- Hecox, K. E. (1983). Role of the auditory brain stem response in the selection of hearing aids. *Ear and Hearing*, 4(1), 51-55.
- Hyde, M. (1997). The N1 response and its application. *Audiology and Neuro-otology*, 2, 281-307.
- Kiessling, J. (1982). Hearing aid selection by brainstem audiometry. *Scand Audiol*, 11, 269-275.
- Kileny, P. (1982). Auditory brainstem responses as indicators of hearing aid performance. *Annals of Otology*, 91, 61-64.
- Kraus, N., McGee, T. J., & Koch, D. B. (1998). Speech sound representation, perception, and plasticity: A neurophysiologic perceptive. *Audiol Neurotol*, 3(2-3), 168-182.
- Kurtzberg, D., Hilpert, P. L., Kreuzer, J. A., & Vaughan, H. G. Jr. (1984). Differential maturation of cortical auditory evoked potentials to speech sounds in normal full-term and very low-birthweight infants. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 26(4), 466-475.
- Mahoney, T. M. (1985). Auditory brainstem response hearing aid applications. In J. T. Jacobson (Ed.), *The Auditory Brainstem Response*. Boston: College-Hill.
- Martin, B. A., Tremblay, K. L., & Korczak, P. (2008). Speech evoked potentials: From the laboratory to the clinic. *Ear & Hearing*, 29(3), 285-313.
- Osterhammel, P. A., Davis, H., Wier, C. C., & Hirsh, S. K. (1973). Adult auditory evoked vertex potentials in sleep. *Audiology*, 12, 116-128.
- Ostroff, J. M., Martin, B. A. & Boothroyd, A. (1998). Cortical evoked response to acoustic change within a syllable. *Ear and Hearing*, 19(4), 290-297.
- Pasman, J. W., Rotteveel, J. J., de Graaf, R., Maassen, B., & Notermans, S. L. H. (1991). Detectability of Auditory evoked response components in preterm infants. *Early Human Development* 26(2), 129-141.
- Pearce, W., Golding, M., & Dillon, H. (2007). Cortical auditory evoked potentials in the assessment of auditory neuropathy. *J Am Acad Audiol*, 18(5), 380-90.
- Ponton, C. W., Don, M., Eggermont, J. J., Waring, M. D., & Masuda, A. (1996). Maturation of human cortical auditory function: Differences between normal-hearing children and children with cochlear implants. *Ear and Hearing*, 17(5), 430-437.
- Ponton, C. W., Eggermont, J. J., Kwong, B., & Don, M. (2000). Maturation of human central auditory system activity: Evidence from multi-channel evoked potentials. *Clinical Neurophysiology*, 111(2), 220-236.
- Purdy, S. C., Katsch, R., Dillon, H., Storey, L., Sharma, M., & Agung, K. (2004). Aided Cortical auditory evoked potentials for hearing instrument evaluation in infants. In R. Seewald (Ed). *A Sound Foundation Through Early Amplification*. Warrenville, IL: Phonak.
- Rance, G., Cone-Wesson, B., Wunderlich, J., & Dowell, R. (2002). Speech perception and cortical event related potentials in children with auditory neuropathy. *Ear and Hearing*, 23(3), 239-253.

- Rapin, I., & Granziani, L. J. (1967). Auditory-evoked responses in normal, brain-damaged, and deaf infants. *Neurology*, 17, 881-894.
- Sharma, A., & Dorman, M. F. (1999). Cortical auditory evoked potential correlates of categorical perception of voice-onset time. *J Acoust Soc Am*, 106(2), 1078-1083.
- Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, A. J. (2002). A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: Implications for age of implantation. *Ear and Hearing*, 23, 532-539.
- Stapells, D. R. (2002). Cortical event-related potentials to auditory stimuli. In J. Katz (Ed.), *Handbook of Clinical Audiology* (5th edition). Baltimore, MD: Williams and Wilkins.
- Tremblay, K. L., & Kraus, N. (2002). Auditory training induces asymmetrical changes in cortical neural activity. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 45(3), 564-572.
- Tremblay, K. L., Friesen, L., Martin, B. A., & Wright, R. (2003). Test-retest reliability of cortical evoked potentials using naturally produced speech sounds. *Ear and Hearing*, 24(3), 225-232.
- Wunderlich, J. L., Cone-Wesson, B. K., & Shepherd, R. (2006). Maturation of the cortical auditory evoked potential in infants and young children. *Hear Res*, 212, 185-202.
- Yoshinaga-Itano, C. (2003). Early intervention after universal neonatal hearing screening: Impact on outcomes. *Mental Retardation Developmental Disabilities Research Reviews*, 9(4), 252-266.
- Zimmerman-Philips, S., Osberger, M. J., & Robbins, A. M. (1998). Infant-Toddler: Meaningful Auditory Integration Scale (IT-MAIS). In W. Estabrooks (Ed). *Cochlear Implants for Kids*. Washington: AG Bell Association for the Deaf.

Hearing Aid Efficacy in Infants Using Cortical Auditory Evoked Potentials

Hsiu-Wen Chang

National Acoustic Laboratories, Australia

Abstract

Cortical Auditory Evoked Potentials (CAEP) represent neural activities in response to sound at the level of auditory cortex. This objective measurement of brain's response to sound is ideal for evaluating young infants or difficult-to-test populations. It has been shown that CAEP has the potential to determine the efficacy of hearing aid fitting, whereas the use of auditory brainstem response (ABR) still exists some unsolved problems.

The topic of this article is focusing on the applications of CAEP in infant hearing aid fitting and validation. An established clinical protocol to record CAEP developed by National Acoustic Laboratories of Australia is also introduced. Case reports are presented to further illustrate the clinical applications of CAEP.

Keywords: Cortical auditory evoked potentials, Pediatric hearing aid verification and validation, Pediatric audiology, Hearing electrophysiology, Hearing aid

