

预测器 - 减法器 - 恢复器构成的滤波器 去除刺激伪迹的研究*

宫 琴 叶大田

(清华大学电机系 北京 100084)

郭连生 刘 博 刘 铤

(北京耳鼻咽喉科研究所 北京 100730)

2001 年 2 月 5 日收到

2001 年 4 月 2 日定稿

摘要 为了去除混在瞬态诱发耳声发射 (TEOAE) 信号中的刺激伪迹, 同时保留瞬态诱发耳声发射信号的有效信息, 本文首次提出将预测器 - 减法器 - 恢复器构成的滤波器, 用于去除受试者耳中的刺激伪迹, 来准确提取 TEOAE 信号。此方法与导出的非线性响应方法相比, 不但能准确有效地去除刺激伪迹, 而且能保留 TEOAE 信号的有效成分。是一种非常有前景的应用于临床的方法。

PACS 数: 43.60, 43.63

The study about the reduction of the stimulus artifact using Predictor-Subtractor-Restorer (PSR) filter

GONG Qin YE Datian

(Department of Electrical Engineering, Tsinghua University Beijing 100084)

GUO Liansheng LIU Bo LIU Chan

(Otorhinolaryngology Institute of Beijing Beijing 100730)

Received Feb. 5, 2001

Revised Apr. 2, 2001

Abstract In order to reduce the stimulus artifact, which is contaminated in the initial segments of Transient Evoked Otoacoustic Emissions (TEOAE) and inhibits the examination of high frequency cochlear responses, an artifact reduction technique that draws on PSR filter is proposed. Compared with Derived Nonlinear Response (DNLN) method, the result shows empirically that the proposed method not only reduce the stimulus artifact, but also reserve the useful information of TEOAE in the high frequency. This technique has high potential in clinical application for Transient Evoked Otoacoustic Emissions.

引言

耳声发射 (Otoacoustic Emissions 简称 OAE) 是一种产生于耳蜗, 经听骨链和鼓膜传导释放入外耳道中微弱的声能量^[1,2]。耳声发射按照刺激声的有无, 可分为自发耳声发射和诱发耳声发射; 诱发耳声

发射按照刺激声的不同, 又可分为瞬态诱发耳声发射、刺激频率耳声发射和畸变产物耳声发射。瞬态诱发耳声发射信号是由持续时间为 80 μ s 的短声或短纯音诱发的 OAE^[1,2], 每次刺激后的采样时间为 20 ms, 刺激声通过放置在耳道中的微型传感器中的扬声器传到耳道中, 同时通过此传感器中的微型传声器来记录耳声发射。但传声器不可避免地记录到刺激声

* 国家自然科学基金资助项目 (基金号: 39870212)

和耳道的反射回声, 这就是混杂在 TEOAE 信号初始部分的确切性噪声——刺激伪迹。由于 TEOAE 信号强度非常低, 大多不超过 20 dB SPL, 而刺激伪迹与背景噪声相对要强得多, 因此 TEOAE 信号常淹没在很强的刺激伪迹和背景噪声中, 为了将 TEOAE 信号从背景噪声和刺激伪迹中提取出来, 常采用相干平均的方法来降低背景噪声, 采用 DNLR 方法和时域加窗的方法来去除刺激伪迹。在记录信号的初始部分中刺激伪迹强度通常很大, 很容易掩盖耳蜗响应初始部分的高频成份, 而该部分成份很可能包含着反映耳蜗功能的重要信息。因此去除刺激伪迹成为进一步研究 TEOAE 信号产生的机理和临床应用的首要任务。

目前去除刺激伪迹的主要方法有 Bray.P 和 Kemp.D.T 等学者提出的“导出的非线性响应”法 (DNLR) 和时域加窗法^[2,3]。

(1) DNLR 方法是目前商品化 OAE 测试仪中采用较多去除刺激伪迹的方法^[2], 它的基本原理如下^[3]: 把传声器接收到的声波 $x(t)$ 表示成反射波 $R(t)$ 和耳声发射 $O(t)$ 的叠加:

$$x(t) = R(t) + O(t). \quad (1)$$

假设: 反射波 $R(t)$ 主要是线性成份, 它与刺激强度成正比; 而 TEOAE 信号在一定的刺激强度下呈饱和特性, 它基本上不随刺激强度的增加而增加, 即具有非线性特点。通常将多次刺激的记录分成若干组, 每一组中包含 4 次相邻的刺激记录, 其中前 3 次刺激强度和极性相同, 第 4 次刺激强度增加到 3 倍, 但极性相反, 即:

$$\begin{aligned} x_j(t) &= R(t) + O(t), & j &= 1 \sim 3 \\ x_4(t) &= -3R(t) - O(t). \end{aligned} \quad (2)$$

$$W(t) = \begin{cases} 0, & (0 \leq t \leq 2.5 \text{ ms}), \\ 0.5[\cos(384.6\pi t) + 1], & (2.5 \text{ ms} < t \leq 5.1 \text{ ms}), \\ 1 & (5.1 \text{ ms} < t \leq 20 \text{ ms}). \end{cases} \quad (4)$$

此方法能将幅度很大的刺激伪迹去除, 但同时也将 2.5 ~ 5.1 ms 时间段内的 TEOAE 信号削弱。为了能够准确、有效地去除受试者耳中真实的刺激伪迹, 针对目前去除 TEOAE 信号中刺激伪迹方法的不足, 我们效仿 Kaveh 在 1978 年提出的一种从噪声中提取视觉诱发电位的方法, 即由预测器-减法器-恢复器 (PSR) 构成的滤波器^[4,5], 用于去除受试者耳中的刺激伪迹, 来准确提取 TEOAE 信号, 取得了令人满意的效果。

然后将一组中的 4 次记录累加得:

$$x(t) = \sum_{j=1}^4 x_j(t) = 2O(t). \quad (3)$$

这样所得结果中刺激伪迹被消除, 剩下 2 倍单次的 TEOAE 响应信号。

DNLR 方法的突出优点是当刺激强度较大时, TEOAE 可表现出较强的饱和非线性, 可以用此方法有效地去除刺激伪迹。但 DNLR 方法有两个突出的缺点: (1) 与采用相同刺激的线性相干平均相比, DNLR 方法使信噪比降低。(2) 实际的 TEOAE 信号不仅有非线性成份, 还有线性成份, 当刺激强度较高时, 可以满足 DNLR 方法所要求的假设, 此时该方法是有用的; 但当刺激强度较低时, TEOAE 处于非饱和区时, 线性成份增加; 并且当刺激强度差别变大时, 刺激伪迹表现出明显的非线性。也就是, 在整个刺激强度范围内, TEOAE 并不是完全非线性的, 刺激伪迹也不是完全线性的, 因此 DNLR 方法并不是完全行之有效的。在刺激强度较低时, 它虽然消除了刺激伪迹中的线性成份, 也消除了 TEOAE 中的线性成份, 而刺激伪迹中的非线性成份却没有被消除。

(2) 时域加窗^[2]: 此方法是目前商品化 OAE 测试仪中为了去除刺激伪迹与 DNLR 方法结合使用的。根据实验结果, 从刺激开始经过 5 ~ 6 ms 左右的时间, 刺激伪迹可基本消失, 而 TEOAE 有 3 ~ 5 ms 的潜伏期。由于在 0 ~ 2.5 ms 内几乎为刺激伪迹, 因此将这段时间内的信号置零; 而 2.5 ~ 5.1 ms 内为刺激伪迹与 TEOAE 信号共存, 因此对此时间段内的信号加一升余弦窗; 5.1 ~ 20 ms 内的数据保持不变。既对一个长度为 20 ms 的 TEOAE 信号, 所加时间窗为:

1 数据处理及算法原理

1.1 数据采集及预处理

采用自行研制的通过技术鉴定的耳声发射检测仪来记录原始数据。在测试中, 采用持续时间为 80 μ s 的“咔嚓”声作为刺激声, 每次刺激后的采样时间为 20 ms, 采样率为 22.05 kHz 或 44.1 kHz。为了说明方法的正确性, 对注射器针管进行了测试, 并分别采用线性刺激方式 (即每次刺激强度和极性完全相同)

和非线性刺激方式(每相邻 4 次刺激作为一组, 在一组中前 3 次刺激的强度和极性相同, 第 4 次刺激的强度为前面刺激强度的 3 倍, 但极性相反)来获取信号^[2]。对受试耳只采用线性刺激方式。

对于线性刺激方式获取的数据, 采用线性相干平均的方法对每一组数据进行累加, 然后按奇偶顺序分放在 A, B 两个缓冲区中再进行线性累加, 将其累加结果称为线性累加结果, 对线性累加结果采用 PSR 滤波器进行处理。而对于用非线性刺激方式获取的数据, 采用 DNLR 方法对采样得到的每一组数据进行处理, 然后按照奇偶顺序分放在 A, B 两个缓冲区中再进行线性累加, 我们将其累加结果称为非线性累加结果, 并将非线性累加结果与 PSR 滤波器处理后的结果进行比较。

1.2 PSR 滤波器的基本原理和实现步骤

下面依次设计 PSR 滤波器的预测器、减法器 and 恢复器^[4,5]。以受试耳刺激伪迹为模型, 设计 PSR 滤波器来去除受试耳的刺激伪迹的方法:

(1) 预测器: 设记录信号为:

$$x(k) = s(k) + n(k), \quad (5)$$

其中 $x(k)$ 为经过线性累加并存放在 A 或 B 缓冲区中的数据, 在实际记录中是 $N = 1040$ 次刺激后线性累加的结果, $s(k)$ 为真实的 TEOAE 信号, $n(k)$ 为由刺激伪迹造成的背景噪声。用一个 AR 模型来拟合 $n(k)$, 即:

$$n(k) = \sum_{i=1}^L a_i n(k-i) + w(n). \quad (6)$$

模型如图 1 所示:

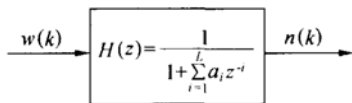


图 1 拟合的 AR 模型

其中 $w(k)$ 是激励白噪, L 为模型的阶次。在实际工作中, 取每个受试耳前 M 次 ($M = 36$, 且 $M \ll N$, N 是为了提取出 TEOAE 信号, 最终的线性刺激次数) 线性刺激累加的结果作为刺激伪迹 $n(k)$ 的模型。因为从实际研究中发现: 将刺激次数小于 100 次的记录进行线性累加, 根本提取不出 TEOAE 信号, 累加的结果完全是由刺激伪迹和噪声组成的, 此时 A, B 两缓冲区中的数据在 5.1 ~ 20 ms 之间, 其相关系数很低, 表明此段数据主要是由噪声组成的; 而 0 ~ 5.1 ms 段相关系数较高, 主要是由刺激伪迹组成的。

利用 $n(k)$ 来估计模型的参数 $\{a_i\}$, 因为 $\{a_i\}$ 可以构成对 $n(k)$ 的预测器, 使得预测误差的均方值 $\overline{w^2(k)}$ 为最小, 所以称这一步为设计一个预测器。

(2) 减法器: 让记录信号 $x(k) = s(k) + n(k)$ 通过一个用第一步中得到的模型构成的逆滤波器, 如图 2 的左半部分所示。此步是一个减法的作用, 用 AR 模型的差分方程来表示此步的输出 $y(k)$, 则:

$$y(k) = x(k) - \sum_{i=1}^L a_i x(k-i). \quad (7)$$

将 (5) 式代入 (7) 式, 则:

$$\begin{aligned} y(k) &= s(k) + n(k) - \sum_{i=1}^L a_i [s(k-i) + n(k-i)] = \\ &= \left[s(k) - \sum_{i=1}^L a_i s(k-i) \right] + \left[n(k) - \sum_{i=1}^L a_i n(k-i) \right] = \\ &= z(k) + w(k). \end{aligned} \quad (8)$$

这样一来, 经过这个逆滤波器后, 原来记录中的刺激伪迹成分 $n(k)$ 将变成白噪声 $w(k)$ 。事实上, 它相当于对 $n(k)$ 做了一个预白化处理。因为在第 (1) 步中我们认为 $n(k)$ 是由白噪 $w(k)$ 激励系统 $H(z)$ 产生的。另外, 原记录中的 TEOAE 信号分量 $s(k)$ 通过此滤波器后发生了变形, 成为 $z(k)$, 它是由 $s(k)$ 与 $A(k)$ 卷积后的结果。也就是说, 逆滤波器的输出 $y(k)$ 为一个变形的 TEOAE 信号加上一个白噪声。下一步从白噪声中恢复出真正的 TEOAE 信号。

(3) 恢复器: 设计一个最佳滤波器接在减法器后, 把处于白噪声中失真的 TEOAE 信号恢复出来, 见图 2 右半部分。在设计最佳滤波器时, 为了把处于白噪声中失真的 $s(k)$ 恢复出来, 首先需要引入一个匹配滤波器。匹配滤波器的冲击响应是信号 $z(k)$ 的首尾倒置, 而 $z(k)$ 是由 $s(k)$ 经过系统 $A(z)$ 得到的, 因此需要引入与系统 $A(z)$ 有关的量。另外, 设计出的滤波器还需满足均方误差最小, 即“最佳”的含义是指: 经过这个滤波器后输出的估计信号 $\hat{s}(k)$ 与真实信号 $s(k)$ 的均方误差最小, 理论上可以证明, 这个最佳滤波器的传递函数为^[6]:

$$G(f) = \frac{A^*(f)S_s(f)}{S_z(f)}, \quad (9)$$

式中, $A^*(f)$ 为传递函数 $A(f)$ 的共轭复数; $S_z(f)$ 为失真信号 $z(k)$ 的谱密度, $S_s(f)$ 则是信号的谱密度。在设计中, 用了一个与 TEOAE 信号频带相似的带通滤波器来代替 $S_s(f)$ 。

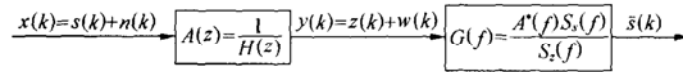


图 2 PSR 滤波器的组成

2 实验结果及分析

2.1 TEOAE 信号的识别

对从外耳道中记录到的诱发信号进行正确的识别是对 TEOAE 信号进行分析和研究的前提。在研究中采用广泛应用的客观性较强的相关系数判据来识别 TEOAE 信号。其基本方法是：在 TEOAE 信号的提取中，通常将多次刺激的记录分成若干组，每一组中包含若干次相邻的刺激记录（通常为 4 次），对每组中的数据采用一定的方式累加后（相干平均或非线性差分平均），将奇数组累加的结果放在 A 缓冲区中再进行线性累加，将偶数组累加结果放在 B 缓冲区中再进行线性累加，然后对 A、B 两个缓冲区中数据做相关，根据相关系数的大小来确定记录中有无 TEOAE 信号^[2,7]。若用 ρ_{xy} 表示 A、B 两缓冲区中数据 $x(n)$ 、 $y(n)$ 的相关系数，则有：

$$\rho_{xy} = \frac{\sum_{n=-\infty}^{+\infty} [x(n) - \bar{x}][y(n) - \bar{y}]}{\sqrt{\sum_{n=-\infty}^{+\infty} [x(n) - \bar{x}]^2 \sum_{n=-\infty}^{+\infty} [y(n) - \bar{y}]^2}}, \quad (10)$$

其中， \bar{x} 和 \bar{y} 分别为 $x(n)$ 和 $y(n)$ 的均值。

若 A、B 两缓冲区中的数据相关系数很高，即相关性很好，则说明所记录到的数据为 TEOAE 信号或刺激伪迹或两者并存；若 A、B 两缓冲区中的数据相关系数很小，即相关性很差，则说明所记录到的数据完全为随机噪声。该方法对 TEOAE 信号和刺激伪迹没有识别能力，因为 ρ_{xy} 仅反映了两个波形的相似程度，如果两个波形中均含有同一确定性噪声，例如未去除干净的刺激伪迹，即使没有 TEOAE 信号，这两个波形的相似性依然很好，使其相关系数很高，进而造成误识别。为了准确地将 TEOAE 信号识别出来，我们首先将刺激伪迹去除，然后再进行 TEOAE 信号的识别。

2.2 实验结果

由于注射器针管中不存在 TEOAE 信号，因此其原始记录中应该只是刺激伪迹和背景噪声，而经过 PSR 滤波器后，应该只剩下背景噪声了。而听力

正常人耳中存在 TEOAE 信号，因此人耳的原始记录中应该是刺激伪迹、背景噪声和 TEOAE 共存，经过 PSR 滤波器处理后，应该只剩下 TEOAE 信号和背景噪声。为了说明设计的算法的正确性，分别对一个注射器针管数据和受试耳数据做了处理，如下实验 1、实验 2 和实验 3^[8]。

实验 1: 注射器针管的数据。刺激强度为 76 dB，采样率 44.1 kHz。图 3(a) 为该注射器针管前 18 次线性刺激、经线性相干平均累加后的存放在 A1、B1 两个缓冲区中的数据，将此数据作为此注射器针管的刺激伪迹的模型，(b) 为经过 1040 次线性相干平均累加后存放在 A、B 两个缓冲区中的数据结果，(c) 为 A、B 两个缓冲区中的数据经过 PSR 滤波器滤波后的结果。图 3 中的实线和虚线分别代表两个缓冲区中的数据。

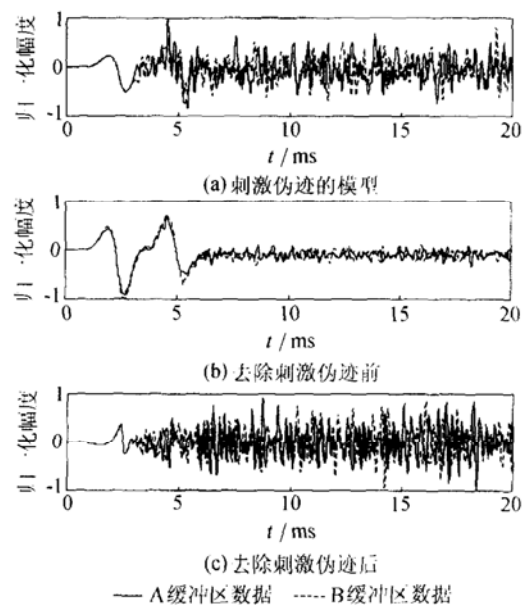


图 3 注射器针管中的数据

在图 3(a) 中，刺激伪迹的模型数据在 5.6 ~ 20 ms 之间的相关系数很小，为 6.03%；而 0 ~ 5.6 ms 之间数据的相关系数较大，为 63.68%，此段数据主要由刺激伪迹组成；在整个 20 ms 范围内相关系数为 34.41%。随着累加次数的增加，刺激伪迹的强度和延续时间增大。在图 3(b) 中，A、B 两个缓冲区中的数据在 0 ~ 6.2 ms 表现出很好的相关性，仍以 5.6 ms 为分界线，此时 0 ~ 5.6 ms 之间的相关系数为 99.13%；5.6

~ 20 ms 之间的相关系数为 26.83%; 整个 20 ms 范围内相关系数为 90.77%。图 3(b) 中的数据经过 PSR 滤波器后, 成为图 3(c), 此时 A, B 两个缓冲区中的数据在整个 20 ms 范围内相关系数均很小, 为 2.12%; 其中 0 ~ 5.6 ms 之间数据的相关系数为 2.42%; 5.6 ~ 20 ms 之间相关系数为 1.81%; 这说明刺激伪迹已被去除而只剩下背景噪声了。实验结果说明: 所设计的 PSR 滤波器能有效地去除刺激伪迹。

实验 2: 记录注射器针管的数据。刺激强度为 76 dB, 采样率 44.1 kHz。图 4(a) 为经过 1040 次线性刺激, 并采用线性相干平均累加后经过 PSR 滤波器滤波后的结果。图 4(b) 为该注射器针管采用非线性刺激 1040 次后, 并用 DNLR 方法处理后的结果。图 4 中的实线和虚线分别代表两个缓冲区中的数据。

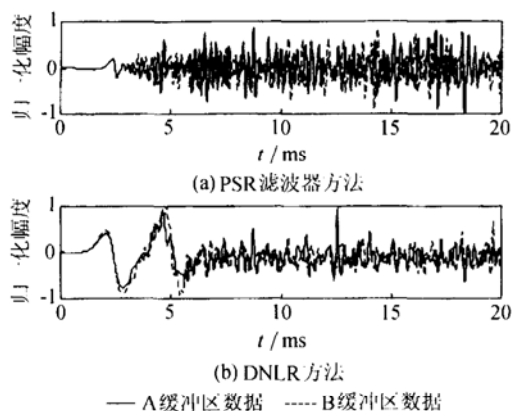


图 4 PSR 滤波器方法与 DNLR 方法比较

图 4(a) 中数据采用线性刺激并经过 PSR 滤波器处理, 其中 0 ~ 5.6 ms 之间的相关系数为 3.75%; 5.6 ~ 20 ms 之间的相关系数为 8.07%; 整个 20 ms 范围内相关系数为 7.77%。相关系数均较小, 这说明刺激伪迹已基本被去除而只剩下背景噪声了。图 4(b) 数据采用非线性刺激并用 DNLR 方法处理, A, B 两个缓冲区中的数据在 0 ~ 5.6 ms 之间的相关系数为 94.33%; 5.6 ~ 20 ms 之间相关系数为 9.61%; 整个 20 ms 范围内相关系数为 64.11%。初始数据段的相关系数较大, 说明 DNLR 方法不能有效地去除刺激伪迹。PSR 滤波器方法明显优于 DNLR 方法。

实验 3: 受试耳的数据。刺激强度为 75 dB, 采样率为 44.1 kHz。其中图 5(a) 为该受试者前 18 次线性刺激, 经线性相干平均累加后, 存放在 A1, B1 两个缓冲区中的数据, 将此数据作为此受试耳的刺激伪迹的模型, (b) 为经过 1040 次线性相干平均累加后, 存放在 A, B 两个缓冲区中的数据结果, (c) 为 A, B 两个缓冲区中数据经过 PSR 滤波器后的结果。

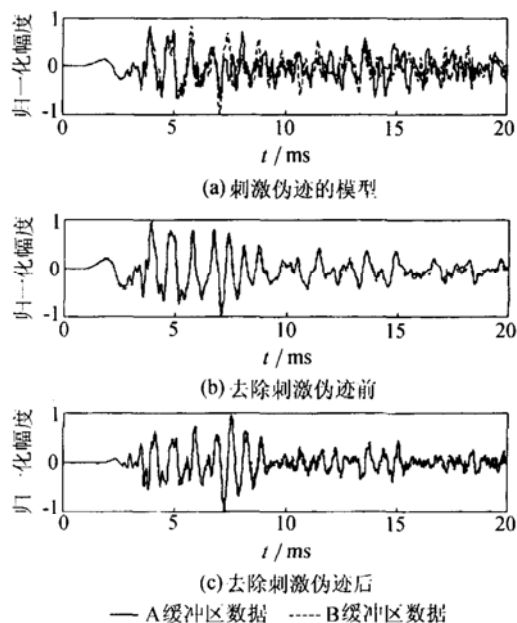


图 5 受试耳的数据

在图 5(a) 中, 刺激伪迹的模型数据在 5.6 ~ 20 ms 之间的相关系数很小, 为 1.07%; 而 0 ~ 5.6 ms 之间数据的相关系数为 32.83%, 此段数据主要由刺激伪迹和噪声组成; 在整个 20 ms 范围内相关系数为 18.27%。经过 1040 次累加, 刺激伪迹的强度和持续时间增大, A、B 两个缓冲区中的数据在 0 ~ 6.2 ms 范围内都表现出很好的相关性。在图 5(b) 中, 0 ~ 5.6 ms 的相关系数为 99.43%; 5.6 ~ 20 ms 之间的相关系数为 97.03%; 整个 20 ms 范围内相关系数为 97.94%。图 5(b) 中的数据经过 PSR 滤波器后, 成为图 5(c)。此时 A, B 两个缓冲区数据的刺激伪迹被去除, 只剩下 TEOAE 信号, A, B 两个缓冲区中的数据在 0 ~ 5.6 ms 之间的相关系数为 98.95%; 5.6 ~ 20 ms 之间相关系数为 94.89%; 整个 20 ms 范围内相关系数为 95.83%。结合上面的实验结果说明: 采用 PSR 滤波器, 不但能有效地去除刺激伪迹, 而且能有效地保留 TEOAE 信号成分。

3 结论

在去除 TEOAE 信号中的刺激伪迹中, PSR 滤波器的方法克服了 DNLR 方法的不足, 它完全以受试者自己耳中的刺激伪迹为模型, 不但能准确有效地去除刺激伪迹, 而且能有效地保留 TEOAE 信号成分。而且在相关率相同的情况下, 能大大缩短测试时间^[8], 是一种非常有前景的应用于临床的方法。在实验中, 采用 PSR 滤波器方法对所获取的 10 个受试

耳的数据进行处理, 均能很好地去除刺激伪迹, 而且 A, B 两缓冲区数据的相关系数均在 89% 以上。

本次研究的主要工作成果在于: 首次提出了将 PSR 滤波器引入到去除混在 TEOAE 信号中刺激伪迹的研究中。提出了以受试耳刺激伪迹为模型, 设计 PSR 滤波器, 准确有效地去除受试耳刺激伪迹的方法。同时, 该方法能明显地缩短测试时间。我们对此方法寄予厚望, 希望此方法能成为继 DNLR 方法之后最有效的去除 TEOAE 信号中刺激伪迹的方法之一。

参 考 文 献

- 1 Probst R, Lonsbury-Martin B L, Martin G K. A review of otoacoustic emissions. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1991; **89**(5): 2027—2067
- 2 Whitehead L, Stagner B B, Lonsbury-Martin B L *et al.* Measurement of otoacoustic emissions for hearing assessment. *IEEE Eng. in Medical and Biology*, 1994; **13**(2): 210—226
- 3 Ravazzani P, Grandori F. Evoked otoacoustic emissions: nonlinearities and response interpretation. *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, 1993; **40**(5): 500—504
- 4 杨福生, 高上凯. 生物医学信号处理. 北京: 高等教育出版社, 1989: 588—594
- 5 Kaveh M, Bruzzone S, Torres F. A new method for the estimation of average evoked response. *IEEE Tran. on systems, Man and Cybernetics*, 1978; **SMC-8**(5): 414—417
- 6 Slepian D. Linear least-squares filtering of distorted images. *J. Opt. Soc. of America*, 1967; **57**(2): 918—922
- 7 Wit H P. Stimulated acoustic emission from the human ear. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1979; **66**(2): 911—913
- 8 宫 琴. 耳声发射信号检测和分析方法的研究. 博士学位论文, 北京: 清华大学电机系, 2000: 32—39