

# 청각 알고리즘 연구 플랫폼

## I. 서론

과거 워크맨이나 MP3플레이어, 현재의 스마트폰을 거쳐 향후 더욱 보편화될 것으로 전망되는 웨어러블(Wearable) 기기에 이르기까지, 사용자는 공통적으로 귀에 이어폰을 꽂고 이들 휴대용 오디오 기기로부터 제공되는 오디오 콘텐츠를 듣는다. 오디오 콘텐츠는 음악, 영화, 언어 청취 등 다양하며, 이들은 사전에 제작, 저장 되어 오디오 기기를 통해 재생된다. 이렇게 사전 제작된 콘텐츠 재생을 기반으로 하는 일반적인 오디오 기기들과는 다르게, 주변 실제 음향 신호를 실시간으로 획득하여 원하는 특정 알고리즘 신호처리를 수행 후 라우드 스피커(loud speaker) 등을 통해 출력 시키는 오디오 기기를 생각해볼 수 있다. 이에 대한 대표적인 예로, 능동소음제거(Active noise cancellation) 헤드폰을 들 수 있지만<sup>[1]</sup>, 아직까지는 주변 음향의 실시간 처리(Real-time processing)에 기반을 둔 오디오 콘텐츠 기기는 쉽게 찾아 볼 수는 없다.

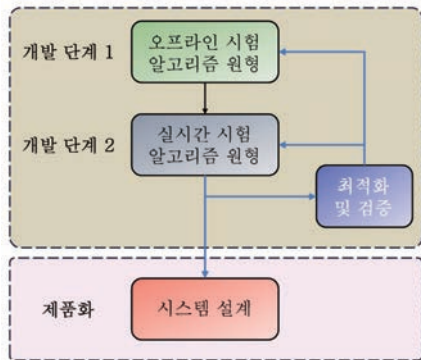
오히려 이러한 실시간 처리는 보청기(Hearing aids), 인공 와우(Cochlea implant) 등의 청각의료기기에서 오랫동안 활발하게 연구 개발이 진행되고 있다. 보청기는 사전에 알고 있는 난청자의 청력 손실(Hearing loss) 정도를 고려하여, 듣고자 하는 실제 주변 소리의 크기를 청력 역치(Hearing threshold)와 최대 가능한 소리의 크기 사이로 압축하며<sup>[2]</sup>, 인공 와우는 주변 소리를 전기 신호로 변환하여 사용자의 청신경을 직접 자극한다. 이와 같은 방법들을 통해, 사용자의 실제 삶에서 발생하는 주변 소리를 실시간으로 처리 및 가공하여 난청으로 인한 삶의 불편함을 줄이는데 그 목적이 있다. 따라서 청각의료기기는 실제 삶에서의 사용자의 주관적 성능 만족도가 매우 중요시되며, 이 때문에 예측하기 힘든 수많은 실생활 조건이 청각의료기기 연구 개발 단계



김 선 만  
광주과학기술원  
전기전자컴퓨터공학부



김 홍 국  
광주과학기술원  
전기전자컴퓨터공학부



〈그림 1〉 새로운 알고리즘 개발을 위한 3 단계 과정

에서 충분히 고려되어야 하는 어려움을 가진다.

본고에서는 청각의료기기의 최신 기술을 소개함보다는 청각의료기기 알고리즘을 연구, 개발하기 위해 필요한 청각 알고리즘 연구 플랫폼의 기본 개요 및 개발 동향에 대해 살펴보고자한다. 또한, 청각 실시간 신호처리 연구를 위해 기본적으로 요구되는 알고리즘 및 그 특성을 간략히 기고하고자 한다. 본 고의 구성은 다음과 같다. II장에서 플랫폼의 기본 개요에 대해 살펴보고, III장에서 현 플랫폼 개발 동향에 대해 서술한다. IV장에서는 플랫폼에 기본적으로 필요한 알고리즘들을 살펴보고 V장에서 플랫폼의 향후 전망 및 결론을 맺는다.

## II. 청각 알고리즘 연구 플랫폼 개요

청각 알고리즘 연구를 하다보면, 알고리즘의 성능에 영향을 미치는 여러 제어 파라미터(Parameter)들이 존재한다. 따라서 해당 알고리즘의 성능 이득을 최대화할 수 있는 각 파라미터들의 최적 값들을 추정할 필요가 있으며, 이를 위해, 흔히 사전(Priori)에 녹음된 오디오 파일 혹은 공인 데이터베이스 (Database, DB)를<sup>[3]</sup> 알고리즘 처리한 후, 처리된 오디오 신호를 사람에게 직접 들려주는 주관적 청취 실험을 하여 그에 대한 만족도 평가를 한다. 혹은 주관적인 만족도를 잘 대변한다고 보편적으로 인정되는 객관적 지수(예, PESQ<sup>[4]</sup>, STOI<sup>[5]</sup>) 평가를 하기도 하지만, 이는 주관

적 시험 시행 횟수를 줄이기 위한 수단일 뿐이며, 결국엔 주관적 평가를 통해 알고리즘의 성능이 최종적으로 검증된다. 해당 알고리즘의 성능 이득 평가에 집중된 이러한 오프라인(Offline) 개발 방법들은 모든 파라미터에 대한 제어 효과를 충분히 알 수 있는 이점이 있다.

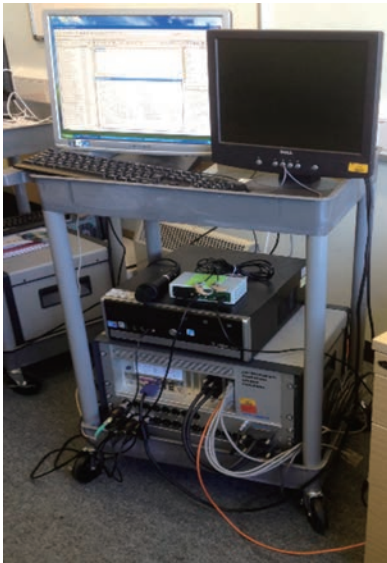
하지만, 오프라인 개발 환경에서는 만족할만한 성능을 보이는 대부분의 알고리즘들은 실시간 작동 환경에서는 제대로 평가 되지 않거나 혹은 목표로 하는 실험 성능까지 도달하지 못하는 경우가 많다. 따라서 해당 알고리즘의 유용성을 충분히 평가하기 위해서는 실생활 환경에서의 사용 만족도가 평가 및 검증되어야 한다. 즉, 실생활에서 처할 수 있는 예측 가능한, 혹은 예측하기 힘든 상황에서 실제 주변 상황 소리를 실시간으로 처리하며 사용자가 관련 파라미터를 제어해봄으로써, 알고리즘의 생태학적 타당도 (Ecological validity)를 검증할 수 있다.

**청각 기기에 구현될 알고리즘을 연구 개발하기 위해서는 해당 알고리즘을 실시간 작동을 포함한 가능한 모든 상황에서 평가 검증 하여야 한다.**

한 예로서, 이러한 실생활에 대한 알고리즘 성능 타당도 고려는 청각 의료기기의 잡음 제거 알고리즘 연구를 위해 중요하다. 주변 잡음으

로 인한 음성의 어음인지도 (Speech intelligibility) 저하 문제를 해결하기 위해 잡음 제거 알고리즘이 오랫동안 꾸준히 연구되고 있다<sup>[6]</sup>. 사용자는 오프라인 개발 단계에서 준비되지 않은 수많은 예측하기 힘든 상황의 잡음 환경을 실제 실험실 외부환경에서 경험하게 되고, 이로 인해 청각의료기기 사용에 대한 만족도가 크게 저하된다.

따라서 청각 기기에 구현될 알고리즘을 연구 개발하기 위해서는 해당 알고리즘을 실시간 작동을 포함한 가능한 모든 상황에서 평가 검증 하여야 하며, 〈그림 1〉은 오프라인 시험 알고리즘 원형 개발, 온라인 시험 알고리즘 원형 개발 및 제품화를 위한 시스템 개발 과정의 3단계 개발 과정을 보여준다<sup>[7]</sup>. 눈여겨 볼 점은 시스템 설계의 제품화 과정에 들어가기 전, 오프라인 및 실시간 개발 과정에서 최적화 및 검증이 완료 되어야 한다는 것이다. 최적화 및 검증을 통해 실시간 단계에서 오프라인 단계로 되돌아갈 수 있고, 혹은 실시간 단계에서 최적화, 검증 및 설계 변경의 모든 과정이 이루어질 수도 있다.



〈그림 2〉실험실 개발 환경 실시간 처리 플랫폼 예 (University of Southampton, ISVR)

### 1. 오프라인 개발 플랫폼

오프라인 개발 과정 중엔 MATLAB, Simulink, LabView, C/C++ 등과 같은 고급(High level) 프로그래밍 언어와 PC (Personal computer)가 개발 플랫폼으로 주로 사용된다. 구성이 간단하고 사용이 용이함에도 불구하고, 현 PC의 높은 성능으로 인해 대부분의 오디오 관련 알고리즘 연구를 수행 할 수 있다.

### 2. 실시간 개발 플랫폼

오프라인 개발 과정에 비해, 실시간 시험 개발 단계에서는 추가적으로 고려되어야 할 하드웨어(H/W), 소프트웨어(S/W) 및 이들을 다루기 위한 특별한 고급 기술들이 필요하다. 따라서 실시간 개발 단계를 원활히 진행하기 위하여 하드웨어, 소프트웨어 등을 적절히 조합, 구성해 놓고 이를 알고리즘 개발 플랫폼으로 사용한다. 〈그림 2〉는 청각 알고리즘을 연구하는 한 대학 실험실 (University of Southampton, ISVR)에서 사용하고 있는 실시간 개발 플랫폼 예를 보여준다.

기본적으로 실시간 처리 플랫폼은 신호 입출력(I/O) 장치, 아날로그 디지털 변환기, 기억장치, 디지털 아날로그

변환기 등의 부분 장치들이 PC 혹은 DSP (Digital signal processor) 보드에 연결됨으로써 구성된다<sup>[8]</sup>. 이 하드웨어 플랫폼에 실시간 처리 알고리즘을 구현하기 위해서는 고정 소수점 (Fixed point) 및 어셈블리어 (Assembly language) 등의 저급(Low level) 프로그래밍 기술들이 필요하며, 이러한 작업들은 적지 않은 구현 노력과 시간을 요구 하므로, 결과적으로 연구 개발 과정 기간이 더욱 늘어나게 된다<sup>[9]</sup>. 따라서 〈그림 2〉와 같은 현 플랫폼들은 고급 언어로 개발, 구현된 오프라인 알고리즘을 그대로 실시간 플랫폼에서 사용하는 방식을 지향하고 있으며, 이에 대한 부분은 다음 장에서 더욱 설명한다.

## III. 플랫폼 개발 동향

하드웨어, 소프트웨어 외에도 주목해야 하는 플랫폼의 또 다른 요구사항은 실제 실생활 평가를 위해서는 실시간 시뮬레이션 플랫폼의 크기가 휴대할 수 있을 만큼 충분히 작고, 가벼워야 한다는 것이다. 따라서 〈그림 2〉에서 보이는 일반 전기로 구동되는 비교적 무겁고 큰 실험실 실시간 개발 플랫폼과는 별개의 작고 가벼운 휴대용 실시간 평가 플랫폼을 가지는 것이 유리할 수 있다.

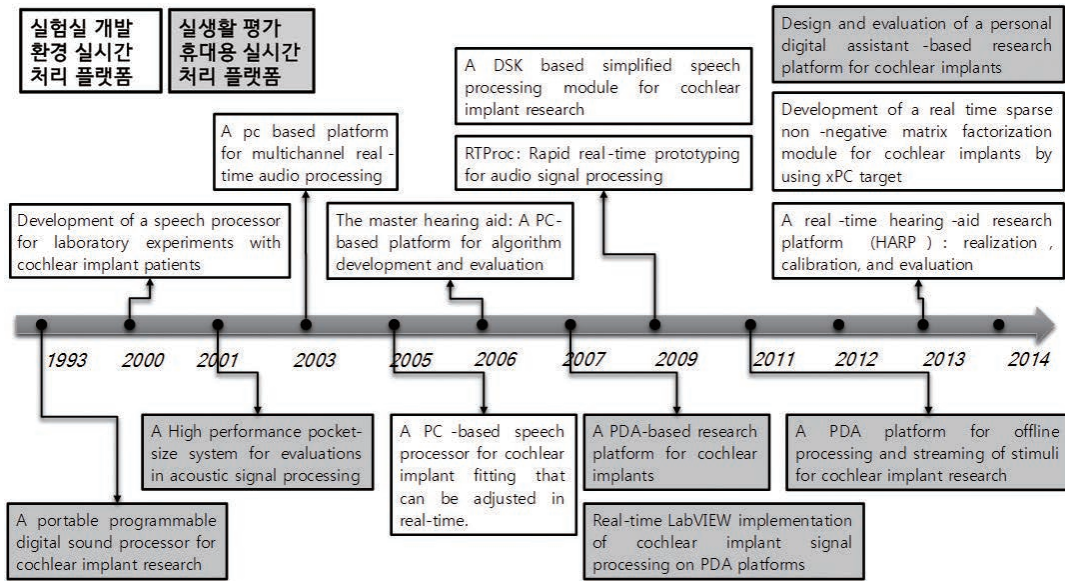
근래에는 〈그림 3〉에서 보이는 바와 같이, PDA (Personal digital assistant)등의 휴대성이 이미 보장된 디지털 기기를 플랫폼으로 개발하여 사용하기도 한다<sup>[10]</sup>.

〈그림 4〉는 약 20년간 저널 및 학술대회를 통해 소개



〈그림 3〉PDA 기반 인공와우 연구 플랫폼 예<sup>[10]</sup>





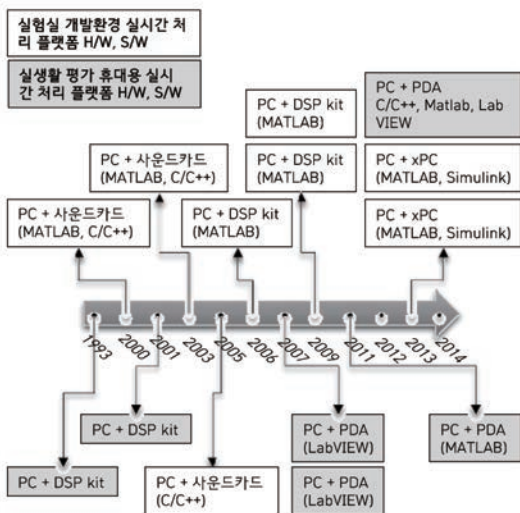
〈그림 4〉 청각 알고리즘 실시간 처리 플랫폼 동향

발표된 청각 알고리즘 관련 실시간 처리 플랫폼의 개발 동향을 보여준다. 흰색은 실험실 환경 개발을 위한 플랫폼, 그리고 짙은 회색은 실생활 환경 평가가 가능한 휴대용 플랫폼을 의미한다. 그림에서 보듯이 실험실 환경 개발 플랫폼과 휴대용 개발 플랫폼 모두 꾸준히 연구 개발되고 있음을 알 수 있다. 주목할 점은, 휴대용 개발 플랫폼은 휴대성이라는 이점을 가지지만, 플랫폼 구동 및 알고리즘 실시간 처리를 위해 사용될 수 있는 전력의 양이

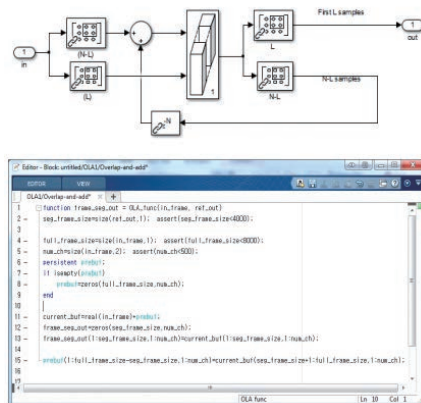
배터리 사용으로 인해 크게 제한되며, 이 한정적 전력으로 인해 중앙처리장치 및 메모리 등의 부분 하드웨어의 가용성이 제한된다. 이에 비해 실험실 환경 개발 플랫폼은 휴대성은 떨어지지만, 하드웨어의 성능 및 전력의 양을 충분히 확보할 수 있는 이점이 있다.

〈그림 5〉에 〈그림 4〉에서 보이는 각 플랫폼을 구성하는데 사용된 하드웨어와 소프트웨어를 연도별 시기에 따라 정리하였다.

그림에서 보는 바와 같이, 근래에는 Simulink와 LabView 등의 그래픽 함수 블록을 이용한 도식화



〈그림 5〉 청각 알고리즘 실시간 처리 플랫폼에 사용된 하드웨어 및 소프트웨어



〈그림 6〉 도식화 기반 프로그래밍 예: Simulink의 중첩할 알고리즘 구현 (위), MATLAB 구현 (아래)



〈표 1〉 청각 알고리즘 실시간 처리 플랫폼에 요구되는 조건

플랫폼 요구 조건	
실시간 구동 H/W	• I/O 신호 파워 Calibration 보장
	• 다 채널 I/O 지원
	• 채널간 시간동기화 보장
	• 적은 시간지연
	• 물리적 파손에 대한 강건성
	• 사용 용이성
	• 프로그래밍PC와의 CPU 별개 구동
	• 메모리 성능 가용성
	• CPU 성능 가용성
	• 기술적 지원 환경
• 데이터 실시간 관측 및 저장의 용이성	
프로그래밍 S/W	• 하이레벨 언어
	• 사용의 용이성
	• 기술적 지원 환경
실시간 구동 S/W	• 고급 프로그래밍 언어의 독립형 (Standalone) 실행파일로의 자동 컴파일
	• 사용 용이성
	• 기술적 지원 환경
	• 프로그래밍 PC에서 실시간 구동H/W 기기로의 실행 파일 자동 전송

(Diagramming)기반의 프로그래밍 방법들이 사용되기 시작하고 있으며, 이는 청각기기의 하드웨어 시스템 설계 보다는 알고리즘의 성능 만족도 향상을 위한 연구개발에 노력과 시간을 더욱 집중하기 위함으로 해석 할 수 있다. 〈그림 6〉은 도식화 프로그래밍 방식의 예로서 Simulink의 중첩합(Overlap-and-add)알고리즘의 구현 예를 보여준다.

또한, 실험실 환경 개발 플랫폼을 위해서는 스위스의 Speedgoat회사의 ‘Performance real-time target machine’과 같은 타겟머신 (Target machine, xPC)이 주로 사용되며<sup>[11]</sup>, 휴대용 플랫폼을 위해서는 PDA와 같은 휴대용 스마트 기기가 주로 사용된다. 주목할 점은 PDA기반의 플랫폼은 특정 대학 연구 기관에서의 청각의료기기 개발을 위해 자체적으로 개발되었지만<sup>[9-10]</sup>, Speedgoat xPC는 보편적인 사용 목적을 위해 산업체에서 MATLAB, Simulink의 고급 프로그래밍 도구에 맞추어 개발되었다는 것이다. 실제 xPC는 Siemens, Cochlea의 청각의료기기 산업체 연구소 및 영국, 스위스, 덴마크,

벨기에 등 유럽 전역의 학계 연구 기관에서 청각 알고리즘 연구를 위해 사용되고 있으며<sup>[12]</sup>, 그 이유는 xPC가 실제 연구 개발에 필요한 플랫폼의 필요 요구 조건을 어느 정도 만족하고 있기 때문이다.

〈표 1〉에 청각 알고리즘 개발 플랫폼을 위해 요구되는 조건들을 정리하였다. 간략히 살펴보면 하드웨어는 I/O 기기의 교정(Calibration), I/O 채널간 시간 동기화, 사용의 용이성 등이 만족되어야 한다. 소프트웨어에 대해 주목할 점은, 고급 프로그래밍 언어를 사용하여 알고리즘을 구현하고, 구현된 알고리즘은 추가적인 노력 없이 실시간 구동을 할 수 있는 기능이 요구된다.

#### IV. 청각 알고리즘 실시간 신호처리 기본 알고리즘

실시간 처리 플랫폼의 하드웨어, 소프트웨어 고려사항 외에도 실시간 청각 알고리즘의 개발 및 평가를 쉽지 않게 하는 여러 요인들이 있다. 대표적으로 알고리즘 처리 시간 지연을 들 수 있으며, 청각 기기 시스템의 신호 처리 시간 지연을 최소화하는 것은 매우 중요한 문제 중 하나이다. 이번 장에서는 필터뱅크 (Filter bank), 신호 파워 측정, 주파수 편이 (Frequency shift) 및 적응 피드백 제거 (Adaptive feedback cancellation)등의 청각 알고리즘 개발, 평가를 위해 필수적인 기본 알고리즘들을 살펴본다.

##### 1. 필터뱅크

이상적으로는 청각기기에 의해 신호 처리된 소리만 사용자의 귀에 들어가야지만, 실제로는 신호 처리 전의 본래 소리가 신호 처리된 소리와 같이 사용자의 귀로 들어가게 된다. 이 경우 신호처리 전/후의 두 신호간 시간차가 없는 것이 바람직하지만, 필연적으로 대부분의 오디오 신호처리 알고리즘은 계산 량과는 상관없이 시간 지연을 야기 시키게 된다. 예를 들자면, 오디오 신호처리에 흔히 사용되는 필터의 경우 필터 탭수의 절반에 해당하는 시간, 고속 푸리에 변환 (Fast Fourier transform, FFT)의 경우 버퍼 (Buffer) 길이와 버퍼에서 새로 갱신되는 신호

길이 차이만큼이 지연된다.

신호처리 되는 신호의 지연 시간이 긴 경우, 시간 지연된 소리와 원래의 소리는 콤 필터링 효과 (Comb filtering effect)를 야기하고, 이는 사용자의 청취 짜증을 유발한다. 일반적으로 약 10ms 시간 지연이 보청기와 같은 청각 기기에 허용되고, 시간 지연이 20ms를 넘게 되면 일반적으로 심하게 청취 짜증을 유발한다<sup>[13-14]</sup>.

난청자의 청력 손실 정도는 주파수 별로 달라, 광역동 범위압축 (Wide dynamic range compressor: WDRC)<sup>[15-16]</sup> 등을 통한 청력 손실 보정은 각 주파수 밴드 별로 다르게 적용된다. 주파수 밴드별 신호를 얻기 위해서 일반적으로 필터뱅크 (Filter bank) 알고리즘이 사용되며, 이때, 필터뱅크는 10ms 이내 시간 지연의 제한 조건을 만족하여야 한다.

따라서 적은 시간 지연을 가지는 필터뱅크는 청각 의료 기기 구현을 위한 가장 기본적인 중요한 알고리즘 중 하나이다. 더욱이, 필터뱅크는 실제 휴대용 기기에서 구현 사용되는 배터리의 제한된 전력 공급으로 인해 전력 소비를 최소화해야 하는 추가적인 제한 조건을 가진다. 이를 위해 필터 수행이 신호 샘플 단위로 이루어지는 필터뱅크 합 (Filter bank summation : FBS) 구조 보다는 신호의 다운샘플링 (Down sampling), 업 샘플링 (Up sampling)이 도입된 일반적 필터뱅크 (General filter bank)구조가 보통 사용된다<sup>[17-20]</sup>. 주목할 점은 필터뱅크 합 구조의 시간 지연은 필터 탭수의 절반에 해당하지만, 일반적 필터뱅크는 필터 탭수 만큼의 시간 지연을 야기한다는 것이다. 결국, 필터뱅크의 시간 지연과 전력 소비는 트레이드오프 (Trade-off) 관계를 형성하며, 이 둘 사이에서 최적 점을 찾게 된다. 청각 기기 필터뱅크는 동일한 주파수 범위로 주파수 밴드가 나뉘는 게 좋으며 주파수 밴드간 중복되는 구간을 최소화하기 위해 각 필터들의 지지 대역 (Stop band) 감소 값은 적어도 60 dB 이상이어야 한다<sup>[20]</sup>.

신호 음질, 전력 소비량, 시간 지연 등의 청각 기기 시스템 설계에 중요한 요소들을 고려하여, 실제 유용하게

가장 많이 사용되는 필터뱅크는 등간격 다상 필터뱅크 (Uniform polyphase filter bank) 이다<sup>[18,20]</sup>. 그 이유는 등간격 다상 필터뱅크는 고속 푸리에 변환 알고리즘 기반 구현에 따른 효율성, 비균등 필터뱅크로의 확장성, 낮은 시간지연 및 완벽 복구 등의 장점을 가지기 때문이다. 또한, 대부분의 잡음 감쇄 알고리즘들은 고속 푸리에 변환을 기반으로 구현 개발되고 있기 때문에<sup>[6]</sup>, 잡음 감쇄 알고리즘을 필터뱅크에 쉽게 접목할 수 있는 장점도 있다.

## 2. 신호 파워 측정

사람의 청각을 큰 소리로부터 보호, 주파수 밴드별 청력 손실 보상, I/O 기기의 신호 파워 교정, 사람의 귓바퀴 (Pinna) 및 귓구멍 (Ear canal)의 주파수별 음향변환

균등화 (Equalization) 등의 여러 가지 목적을 위해 청각기기는 신호의 파워 레벨 측정을 요구한다. 신호의 파워는 주로 시간 영역에서 신호 샘플의 파워를 누적 평균화함으로써 측정이 이루어지며, 이때, 압축 시간 (Attack time, AT)과 해제 시간 (Release time, RT)의 두 시간 조절 파라미터가 파워의 점진적 변화를 제어하기 위해 사용된다. 이 시간 파라미터들은 파워 레벨에 따른 신호 크기 조절시 음질을 크게 좌우하며 대부분의 보청기에서는 압축 시간은 수 ms로 매우 짧지만, 해제 시간은 수초 단위로 상대적으로 길다<sup>[8,16]</sup>.

## 3. 주파수 편이

보청기와 같은 청각 기기에서는 마이크로폰과 리시버 혹은 라우드 스피커가 수 밀리미터 안에 근접해 있으며, 이는 음향 피드백을 발생시킬 수 있다. 따라서 실생활 조건에서 실시간 처리 청각 알고리즘을 평가하기 위해서는 음향 피드백의 발생 가능성을 최소화할 필요가 있으며, 이를 위해 음향 피드백 회피 알고리즘이 기본적으로 구비되어야 한다. 음향 피드백 발생 가능성을 최소화하기 위해 다양한 해결책들이 소개되고 있는데<sup>[21]</sup>, 그 중 주파수 편이 (Frequency shift) 방법은 피드백 소리를 다른 주파수로 이동함으로써 음향 피드백 루프 (Loop)를 멈추는

**적은 시간 지연을 가지는 필터뱅크는 청각 의료 기기 구현을 위한 가장 기본적이고 중요한 알고리즘 중 하나이다.**





데 목적이 있다. 하지만, 이 방법은 소리를 훼손시켜, 결과적으로 음질의 열화를 가져온다. 그러므로 음질 열화를 작게 유지하는 선에서, 피드백 신호를 줄이기 위한 주파수 이동 량이 선택된다. 음질 열화에 대해 허용되는 주파수 편이의 최댓값으로 15Hz가 보편적으로 사용된다<sup>[22]</sup>.

그러나 음향 피드백 감지기가 피드백 현상의 발생을 감지한다면, 주파수 편이 양이 더욱 커지도록 조절하는 방법도 사용될 수 있는데, 이는 음질의 감쇄가 피드백으로 인한 음질 왜곡 보다는 더욱 나은 선택일수 있기 때문이다.

마지막으로 주목할 점은 주파수 편이 알고리즘은 복소수 유한 응답 함수 (Finite impulse response, FIR) 필터를 이용하여 구현되기 때문에<sup>[22]</sup>, 필터 탭의 절반에 해당하는 추가 시간 지연을 유발하게 된다. 따라서 필터뱅크와 주파수 편이 필터를 함께 사용하는 경우, 양 측 필터 탭 수를 총 10ms가 초과하지 않도록 신중하게 선택해야 한다.

#### 4. 적응 피드백 제거

주파수 편이와는 다르게 적응 피드백 제거기는 인위적인 신호 변이 없이, 피드백 성분 제거에 집중하며, 이는 주파수 편이보다는 더 나은 음질을 가능하게 한다<sup>[21,23]</sup>. 이러한 이점에도 불구하고, 적응 피드백 제거 방법은 마이크로폰 입력 신호와 리시버 출력 신호간의 상관관계에 의해 야기되는 편향 추정이라는 잠재 문제를 가지고 있으며<sup>[24-26]</sup>, 이는 피드백 제거 성능 및 그 음질을 저하시킨다. 그러므로 현재 적응 피드백 제거와 관련된 대부분의 연구들은 비 편향 추정 방법에 중점을 두고 있으며, 이를 위한 핵심 개념은 마이크로폰 입력 신호를 리시버 출력 신호와 비상관화 시키는 것이다. 비 편향 추정 측면에서, 주파수 편이와 같은 방법 역시 편향 추정을 해결하기 위한 비상관화 방법들 중의 하나로 간주될 수 있다.

### V. 향후 전망 및 결론

청각의료기기는 실생활에서의 성능 만족도가 중요하기 때문에, 실생활에서의 만족도 여부가 제품화 전 연구 개발 단계에서 평가 및 검증 되어야 한다. 이를 위해 필수적

으로 사용되는 실시간 처리 플랫폼은, 모든 자원을 충분히 활용 가능하지만 휴대성이 떨어지는 실험실 개발 환경 플랫폼과, 자원 가용성은 떨어지지만 실제 생활환경에서 평가할 수 있는 휴대용 플랫폼으로 분류된다. 고성능 컴퓨터의 소형화 추세에 맞추어 향후에는 휴대용 플랫폼이 실험실 개발 플랫폼을 대체할 수 있을 것으로 전망되지만, 현재에는 두 플랫폼 모두 다루는 것이 청각 알고리즘 연구 개발 노력 및 시간을 단축할 수 있다.

또한, 청각 의료기기는 의학, 청각학, 전자공학, 신호처리, 음향학 등의 여러 전문 분야가 연관되어 있어 최근에는 융합 연구가 더욱 활발히 진행되고 있다. 따라서 특정 연구 기관에서만 사용이 특화된 현재 거의 모든 플랫폼들은 융합 연구를 위한 타 기관들과의 공동 사용에 적합하지 않은 경우가 많아, 사용 및 이해가 쉬운 플랫폼의 필요성이 대두되고 있다.

이에 더 나아가 산업체 및 학계 연구기관들 간의 원활한 연구 협업을 위해, 공용 플랫폼 및 플랫폼에 연동된 청각기기 관련 알고리즘 라이브러리 (Library) 구축이 유럽 전역의 청각 의료기기 관련 연구 기관들에 추진되고 있다<sup>[12]</sup>. 알고리즘 라이브러리는 알고리즘의 모음 외에도 알고리즘 아이디어와 설계 개념을 문서화 구체화함으로써, 연구 기관들 간 알고리즘 아이디어를 쉽게 교환하고자 하는 목적을 포함한다.

향후 청각의료기기는 국내 시장 규모가 2~3조로 의료기기 시장 중 가장 성장 가능성이 높은 것으로 전망된다. 외국에 비해 약 50년간 뒤쳐진 청각의료기기 관련 연구 기술을 따라잡기 위한 기술 개발 노력이 더욱 더 필요한 국내 실정에서 청각의료기기 연구 플랫폼은 연구 개발 기간 단축에 분명한 도움이 될 것으로 사료되며, 본고에서는 청각의료기기를 연구 하는데 사용되는 실시간 처리 플랫폼 및 필수적으로 요구되는 필터뱅크, 신호 파워 추정, 주파수 편이, 적응 음향 피드백 제거의 4가지 기본 알고리즘을 살펴보았다.

### 감사의 글

이 논문은 2013년도 정부(교육부)의 재원으로 한

국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (2013R1A6A3A03026832).

### 참고 문헌

- [1] M. Guldenschuh and R. Holdrich, "Prediction filter design for active noise cancellation headphones," *IET Signal Process.*, vol. 7, pp. 497–504, 2013.
- [2] 박영철, 백용현, "최신 디지털 보청기 기술 동향," *정보처리학회지*, 제 21권 제 5호, 2014, 9
- [3] J. S. Garofolo, L. F. Lamel, W. M. Fisher, J. G. Fiscus, D. S. Pallett, N. L. Dahlgren, and V. Zue, *TIMIT Acoustic-Phonetic Continuous Speech Corpus*, Philadelphia: Linguistic Data Consortium, 1993.
- [4] ITU-T Recommendation P.862, *Perceptual Evaluation of Speech Quality (PESQ), and Objective Method for End-to-End Speech Quality Assessment of Narrowband Telephone Networks and Speech Coders*, Feb. 2001.
- [5] C. Taal, R. Hendriks, R. Heusdens, and J. Jensen, "An algorithm for intelligibility prediction of time-frequency weighted noisy speech," *IEEE Trans. Audio, Speech, Lang. Process.*, vol. 19, no. 7, pp. 2125–2136, 2011.
- [6] P. Loizou, *Speech Enhancement: Theory and Practice*, CRC, 2007.
- [7] H. Kruger, T. Lotter, G. Enzner, and P. Vary, "A PC based Platform for Multichannel Realtime Audio Processing," in *Proc. of Intl. Workshop on Acoustic Echo and Noise Control (WAENC)*, pp. 2529–2532, Kyoto, Japan, Sept. 2003.
- [8] M. Buchholz, "A real-time hearing-aid research platform (HARP): Realization, calibration, and evaluation," *Acustica united with Acustica*, vol. 99, pp. 477–492, 2013.
- [9] U. Rass and G. H. Steeger, "A high performance pocketsize system for evaluations in acoustic signal processing," *EURASIP J. of Appl. Sig. Proc.*, vol. 3, pp. 163–168, 2001.
- [10] H. Ali, A. P. Lobo, P. C. Loizou, "Design and Evaluation of a Personal Digital Assistant-based Research Platform for Cochlear Implants," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 11, Nov. 2013.
- [11] Speedgoat GmbH, <http://www.speedgoat.ch>.
- [12] CanHear EU project, <http://www.icanhear.eu/>
- [13] M. A. Stone and B. C. Moore, "Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses," *Ear and Hearing*, vol. 20, 1999.
- [14] M. A. Stone and B. C. Moore, "Tolerable hearing aid delays. III. Effects on speech production and perception of across-frequency variation in delay," *Ear and Hearing*, vol. 24, 2003.
- [15] G. W. McNally, "Dynamic range control of digital audio signals," *J. Audio. Eng. Soc.*, vol. 32, pp. 316–327, 1984.
- [16] D. Giannoulis, M. Massberg, and J.D. Reiss, "Digital dynamic range compressor design – A tutorial and analysis," *J. Audio. Eng. Soc.*, vol. 60, pp. 399–408, 2012.
- [17] H. W. Lollmann and P. Vary, "Uniform and warped low delay filter-banks for speech enhancement," *Speech Communication*, vol. 49, pp. 574–587, 2007.
- [18] H. W. Lollmann and P. Vary, "Low delay filter-banks for speech and audio processing," *Speech and Audio Processing in Adverse Environments*, E. Hansler and G. Schmidt, Eds., chapter 2, pp. 13–61, Springer, Berlin, Germany, 2008.
- [19] H. Lollmann and P. Vary, "Low delay noise reduction and dereverberation for hearing aids," *EURASIP J. Appl. Signal Process.*, vol. 1 pp. 1–9, 2009.
- [20] R. W. Bauml and W. Sorgel, "Uniform polyphase filter banks for use in hearing aids: design and constraints," *Proc. the 16th European Signal Processing Conference (EUSIPCO '08)*, Lausanne, Switzerland, August 2008.
- [21] T. van Waterschoot and M. Moonen, "Fifty years of acoustic feedback control: state of the art and future challenges.," *Proc. IEEE*, vol. 99, pp. 288–327, 2011.
- [22] J. Scheuing and B. Yang, "Frequency shifting for acoustic feedback reduction," *European DSP Education and Research Symposium (EDERS) 2006*, Munchen, April 2006.
- [23] M. Guo, S. H. Jensen, and J. Jensen, "Novel acoustic feedback cancellation approaches in hearing aid applications using probe noise and probe noise enhancement," *IEEE*





Trans. Audio, Speech and Lang. Process., vol. 20 pp. 2549–2563, 2012.

[24] C. Boukis, D. P. Mandic, and A. G. Constantinides, “Towards bias minimization in acoustic feedback cancellation systems,” Journal of the Acoustical Society of America, vol. 121, pp. 1529–1537, 2007.

[25] K. Ngo, T. van Waterschoot, M. G. Christensen, M. Moonen, and S. H. Jensen, “Improved prediction error filters for adaptive feedback cancellation in hearing aids,” Signal Process., vol. 93 pp. 3062–3075, 2013.

[26] G. Ma, F. Gran, F. Jacobsen, and F. Agerkvist, “Adaptive Feedback Cancellation with Band-Limited LPC Vocoder in Digital Hearing Aids,” IEEE Trans. Audio, Speech, Lang. Process., vol. 19, pp. 677–687, 2011.



김 선 만

- 2003년 2월 공학사, 전북대학교 기계공학부
- 2005년 8월 공학석사, 광주과학기술원 기전공학과
- 2013년 2월 공학박사, 광주과학기술원 기전공학과
- 2005년 8월~2007년 4월 삼성광주전자 연구원
- 2013년 3월~2013년 7월 광주과학기술원 연구원
- 2013년 8월~2015년 10월 영국, University of Southampton, ISVR, 연구원
- 2015년 10월~현재 광주과학기술원 연구원

〈관심분야〉  
오디오/음성 신호처리, 보청기, 센서 어레이



김 흥 국

- 1988년 2월 공학사, 서울대학교 공과대학 제어계측공학과
- 1990년 2월 공학석사, 한국과학기술원 전기전자공학과
- 1994년 8월 공학박사, 한국과학기술원 전기전자공학과
- 1990년 3월~1998년 2월 삼성종합기술원 전문연구원
- 1998년 12월~2003년 6월 AT&T Labs-Research, Senior Member Technical Staff
- 2003년 8월~현재 광주과학기술원 전기전자컴퓨터공학부 교수

〈관심분야〉  
음성 및 오디오 처리, 실감 오디오, deep learning