유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발 김 시 찬

# 유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발

연세대학교 대학원

의 학 과

김 시 찬

# 유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발

지도교수 이 원 상

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2007년 6월 일

연세대학교 대학원

의 학 과

김 시 찬

# 김 시 찬 의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2007년 6월 일

# 감사의 글

박사 학위 논문을 독려 하시고 늘 관심을 가져 주신 지도 교수 이원상 교수님, 매우 바쁘신 중에 좋은 가르침을 많이 주셔서 감사합니다. 실험 결과를 주기적으로 확인하여 실험이 잘못된 방향으로 가지 않게 잡아 주셨던 김 덕원 교수님께 특히 감사를 드립니다. 심사 위원을 흔쾌히 허락해 주시고 아낌없는 조언으로 도와주신 김 희남 교수님, 연구계획서 단계에서부터 조언을 많이 해주셨던 박 은숙 교수님과 논문 하나하나에 조언을 아끼지 않으신 김영호 교수님께 감사합니다. 좋은 데이터를 얻기 위해 힘쓴 정 원혁 선생에게도 감사의 말을 전합니다. 통계 처리를 도와준 매제 박 형준 박사에게도 고마움을 전합니다. 그리고 저의 동반자로서 힘들 때마다 용기를 주는 아내 정선씨와 한참 개구쟁이인 아들 유빈이, 안부 전화를 즐겨하는 귀여운 유영이에게 사랑한다는 말을 전하고 싶습니다. 또한 오늘날 제가 이 자리에 있도록 기도와 물심양면으로 도와주신 아버지, 어머니와 장모님께 감사드립니다. 늘 같이 대가족으로 지내온 승범, 시원, 시영, 시준, 정현, 바로, 소현, 지성, 지헌 그리고 수민이 모두와 이 기쁨을 같이 나누고 싶습니다. 앞으로 박사 학위에 그치지 않고 더욱 발전하는 모습을 보여 도와주신 선생님들과 부모님들께 보답하는 삶이 되도록 노력하겠습니다. 감사합니다.

저자 씀

<차례>

국문요약 ····· 1
Ⅰ.서론 ····· 3
II. 재료 및 방법 ····· 9
A.유아의 청성 뇌간반응 검사를 통한 $F_{sp}$ 산출 ····· 9
B. 무 자극 상태에서의 $F_{sp}$ 알고리즘을 통한 $F_{sp}$ 산출····· 15
III. 결과 ····· 16
A. 무 자극 상태에서의 알고리즘을 통한 $F_{sp}$ 산출····· 16
B. 자극 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수 별 $F_{sp}$ 값의 결과 ····· 16
C. $F_{sp}$ 의 민감도 산출 ····· 19
D. $F_{sp}$ 의 특이도 산출 ····· 22
E.민감도와 특이도가 최대가 되는 최적의 sweep ····· 24
IV. 고찰····· 29
V. 결론 ····· 34
참고문헌····· 35
영문요약····· 38

# 그림 차례

그림 1. 청성 뇌간반응 검사와 연동하여 $F_{sp}$ 를 구할 수 있는 모식도 ·····10
그림 2. 청성 뇌간반응 검사에서 $F_{sp}$를 구하기 위한 프로그램 모식도 ·····11
그림 3. $F_{sp}$ 의 원리·····13
그림 4. LabVIEW 7.1 (National Instruments, USA)을 이용하여 1.2V 이상의 큰 뇌파 반응이 나오는 경우는 자극 횟수에서 제외하는 모식도 ····· 14
그림 5. 무 자극 상태에서의 $F_{sp}$ 산출 ····· 16
그림 6. 13.3Hz에서 자극 횟수, 자극 강도에 따른 $F_{sp}$ 값 ····· 17
그림 7. 30Hz에서 자극 횟수, 자극 강도에 따른 $F_{sp}$ 값 ····· 19
그림 8. 13.3Hz에서의 $F_{sp}$ 의 민감도 (N=44) ····· 21
그림 9. 30Hz에서의 $F_{sp}$ 의 민감도 (N=23) ····· 22
그림10. 30Hz, 30dBnHL에서의 민감도와 특이도 ····· 24
그림11. 30Hz, 35dBnHL에서의 민감도와 특이도 ····· 25
그림12. 30Hz, 40dBnHL에서의 민감도와 특이도 ····· 26
그림13. 30Hz, 50dBnHL에서의 민감도와 특이도 ····· 27
그림14. 최적의 자극 비율, 자극 강도, 자극 횟수를 기준으로 만든 난청 선별검사의 기준 모형 ····· 28

# 표 차례

표 1. 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수에 따른 $F_{sp}$의 평균값 ····· 18
표 2. $F_{sp}$ 1.47의 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수에 따른 민감도 : 청성 뇌간 반응 상에서 V파 잠복기(latency)가 나온 경우(청력 정상)에 $F_{sp}$ 값이 1.47 초과로 나온 비율····· 20
표 3. $F_{sp}$ 1.47의 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수 별 특이도 : 청성 뇌간반응 상에서 V파가 나오지 않는 경우(청력이상)에 $F_{sp}$ 값이 1.47이하로 나온 비율 ····· 23

<국문요약>

# 유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발

신생아 난청은 선별검사가 이루어지고 있는 다른 어떤 질환보다 유병률이 높은 질환이다. 이는 조기에 발견하여 보청기 혹은 인공와우의 착용과 적절한 재활을 시행하면 정상에 가까운 언어, 청각 발달을 기대할 수 있는 극복 가능한 질환이라는 점에서 매우 중요하다. 기존의 선별검사를 위한 청력검사들은 측정 대상자 주변에 소음이 있거나, 측정 대상자들이 움직이는 경우 청성 뇌간반응의 평균화 작업을 처음부터 다시 시작하여 시간이 오래 걸리게 되며, 난청이 있는지 없는지의 여부만을 알려주는 단점이 있었다. 따라서 소음 환경에서도 측정이 용이하고, 난청의 정도까지 알 수 있고, 민감도와 특이도가 높은 자동화 청성 뇌간반응 검사기기 개발이 요구되어왔다. 저자는 이를 위해 난청을 자동으로 판독하기 위한 기준 모형을 만들고자 하였다. 청력이 정상임이 확인된 9명의 유아를 대상으로 무 자극 하에서의 $F_{sp}$ 값을 구하여 난청의 판독 기준으로 삼았다. 새로운 유아 44귀를 대상으로 50, 40, 35, 30dBnHL의 소리 자극을 주어 무 자극 하에서 얻은 $F_{sp}$ 1.47이라는 값을 기준으로 민감도와 특이도가 최대가 되는 최적의 자극 횟수를 구하였다. 이를 통해 난청을 자동 판독하는 기준 모형으로 30Hz, 30dBnHL, 1,250 sweep으로 자극하였을 때 $F_{sp}$ 값이 1.47을 초과하는 경우는 청력을 정상으로 판독하나 $F_{sp}$ 값이 1.47 이하인 경우에는 35dBnHL로 1,500 sweep을 시행하게 한다. 이 때 반응이 $F_{sp}$ 1.47 이하인 경우에는 40 dBnHL, 1500 sweep으로 순차적으로 자극의 강도를 증가시킨다. 40dBnHL에서 시행한 $F_{sp}$ 값이 1.47 이하인 경우에는 50 dBnHL로

1,000 sweep을 시행하여 이 때 $F_{sp}$ 값이 1.47을 초과하면 청력 역치가 50dBnHL임을 알 수 있고, $F_{sp}$ 1.47 이하인 경우에는 난청으로 판단하여 고식적인 청성 뇌간반응 검사를 시행하는 난청 선별 기준을 마련하였다.

---

핵심되는 말 : 청성 뇌간반응, 자동화, 유아, $F_{sp,}$ 최적 자극횟수, 민감도, 특이도

# 유아에서 청성 뇌간반응의 자동 판독을 위한 기준 모형 개발

<지도교수 이 원 상>

연세대학교 대학원 의학과

김 시 찬

## Ⅰ. 서론

선천성 난청은 그 발생 빈도가 신생아 만 명당 30명으로서 신생아에서 선별검사가 가능한 어떠한 질병보다도 그 발생 빈도가 높다. 선천성 구개순열은 만 명당 12명이고, 다운 증후군은 11명, 현재 신생아에서 선별검사를 시행하고 있는 페닐케톤뇨증(phenylketonuria)은 만 명당 1명으로 선천성 난청은 페닐케톤뇨증에 비해 30배나 그 발생 빈도가 높다. 선천성 난청은 조기에 발견된다면 보청기 및 인공와우 수술 등으로 청각 장애를 극복할 수 있으나, 발견이 늦을수록 치료를 하더라도 그 효과가 떨어진다. 따라서 난청환자의 조기 발견을 위한 노력은 매우 중요하다. 현재는 생후 1개월 이내에 선별검사를 시행하여 3개월 이내에 확진을 하고 6개월 이내에 치료에 들어간다는 원칙이 세워져 있는 상태이다. 국내에서 2004년에 태어난 신생아는 약 540,000명으로 이 한 해에만 언어 발달 지연 및 학습 장애를 가져올 수 있는 양측 30dB 이상의 난청을 가진 신생아가 1,350명이 태어나 신생아 1,000명당 2.5명꼴이었고, 방치했을 경우 언어 발달을 기대하

기 힘든 양측 중등 고도 이상의 난청인 경우가 970명으로 1,000명당 1.8명에 해당하였다. 또한 양측 고도 난청의 경우 500여명이 태어나 신생아 1,000명당 0.5~1명 정도가 새로 발생한 것으로 추정되었다.[1]

난청이 조기에 진단되지 않고 발견되는 평균 연령은 약 2.5세로서, 정상 아동이 태어나서 36개월까지 배우는 단어는 500~1,000개로 출생 후 2세부터 말을 배우는 경우 100개미만의 단어를 배우게 되어 결국 청각 장애인이나 저지능아가 된다. 그러나 출생 후 난청을 조기에 발견하여 보청기나 인공와우이식을 통해 조기에 치료할 경우 3년 동안 배울 수 있는 단어가 320~700개 정도로 정상적인 사회생활을 영위할 수 있다는 점에서 신생아 난청의 조기 진단을 위한 신생아 청각선별검사가 매우 중요하다 하겠다.[2]

신생아 난청의 조기 발견을 위한 현재까지 알려진 검사 방법으로는 이음향 방사(otoacoustic emission) 검사와 청성 뇌간반응검사(auditory brainstem response, ABR)가 있다.

이음향 방사 검사는 소리 자극 후 와우에서 발생한 음향 에너지 진동파를 외이도에서 측정함으로써 청력의 정상 여부를 알아보는 검사법으로 1978년 와우에서 기원하여 중이와 외이로 전달되는 음에 대한 발견에서 시작되었다.[3] 그 종류로는 자극 없이 발생하는 자발 이음향 방사(spontaneous otoacoustic emission, SPOAE)와 자극에 의한 유발 이음향 방사(evoked otoacoustic emission, EOAE)로 나눌 수 있는데, 유발 이음향 방사 검사 중 일과성음 유발 이음향 방사 검사(transient evoked otoacoustic emission,TEOAE)는 클릭음(click)이나 tone burst에 의한 자극이고, 변조 이음향 방사 검사(distortion-product otoacoustic emission,DPOAE)는 2개의 서로 다른 주파수의 순음에 의해 유발되는 이음향방사이다.

일과성음 이음향 방사 검사의 경우 30~50dB HL을 초과하는 감각신경성 난청이 있는 경우 이음향 방사 반응이 나타나지 않게 된다.

이음향 방사 검사는 지금까지 고위험 인자를 가진 유아들의 검사에 널리 사용되어 왔으나, 일과성음 이음향 방사의 재검률(refer rate)이 5~10% 정도로 높은 것이 단점이다.

이음향 방사 검사는 신생아 청력 선별검사(universal newborn hearing screening, UNHS) 방법으로 짧은 시간 내에 수면이 필요 없이 결과를 알 수 있는 중요한 검사이기는 하지만, 신생아실의 주변 소음에 영향을 받고, 이음향 방사 자체가 내유모세포(inner hair cell)나 신경성 난청(neural hearing loss)과는 독립적으로 와우 내에서 발생한 음이므로, 이음향 방사 검사에서는 정상이지만 행동 역치, 청성 뇌간반응, 등골 반사(acoustic reflex)에서 난청을 보이는 경우가 있는데, 이러한 경우가 난청의 원인 중 하나인 청신경병증(auditory neuropathy)이다. 이 때 이음향 방사 검사는 위음성(false negative)을 보이므로 이러한 문제를 극복하기 위해 청성 뇌간반응 검사를 직접 시행하면 가장 좋으나, 청성 뇌간반응이 가지는 단점 즉, 보다 정확한 파형을 얻기 위해 수면이 필요하거나, 검사 시간이 오래 걸리고, 전기적 소음이 차단된 곳에서 검사를 시행하여야 하며, 숙련된 검사자만이 판독할 수 있는 등 선별검사로서는 단점이 많다. 또한 이음향 방사 검사는 난청의 유무만을 알려줄 뿐 난청의 정도 및 청력의 역치를 알 수 없다는 단점이 있어 고위험군의 신생아에게는 청성 뇌간반응 검사와 같은 보완적인 검사가 필요하게 된다.

따라서 이러한 청성 뇌간반응의 이 같은 단점을 극복하면서 빠른 시간 내에 그 결과를 알 수 있고, 난청의 선별만을 위한 청성 뇌간반응 검사의 개발이 필요하게 되었다.

청성 뇌간반응 검사는 소리 자극을 들려준 후 발생하는 청각계로부터의 전기 반응을 두피에 위치한 전극으로부터 기록하는 방법으로, 매우 작은 진폭을 가지는 반응이다. 따라서 주변 소음과 비교할 때 매우 작은 사람의

청성 뇌간반응을 주변 소음과 분리해내는 것이 검사의 핵심으로서 이는 전자 기술과 컴퓨터의 발달에 따라 발전되어 왔다.[4]

청성 뇌간반응은 청각신경과 뇌간에서 일어나는 5~7개의 파형(peak)으로 구성되며 정상 성인에서는 중간 크기의 클릭음(click) 자극 시작 후 약 10msec 이내에 나타나게 된다.[5] 그 반응은 7개의 파형을 가지며 Ⅰ부터 Ⅶ까지의 로마자로 나타난 순서대로 명명되었다.[6] 제 Ⅰ파는 청신경 원위부, Ⅱ파는 청신경 근위부, Ⅲ파는 와우핵(cochlear nucleus), Ⅳ파는 상올리브핵(superior olivary nucleus), Ⅴ파는 외측 융대(lateral lemniscus), Ⅵ, Ⅶ파는 하구(inferior colliculus)에 해당한다고 알려져 있다.[7] 잠복기와 진폭에 대한 분석은 비교적 안정된 파형을 보이는 Ⅰ, Ⅲ, Ⅴ파를 주로 이용하며, 특히 잠복기는 청성뇌간반응의 판독에 이용되는 가장 중요하고 안정된 요소이다. 남자에 비하여 여자에서 Ⅰ-Ⅴ파간 잠복기가 짧고 진폭은 약간 크다고 알려져 있으며, 신생아는 정상 성인에 비해 Ⅰ파의 잠복기는 0.3~1.0msec 그리고 Ⅴ파는 1.0~1.5msec정도 길게 나타난다. Ⅰ파의 잠복기는 생후 6주경에 성인 수준에 이르나 Ⅴ파는 생후 18~24개월이 되어서야 성인과 같아진다. 그러나 신생아의 청성 뇌간반응에서 난청 판독에는 잠복기만 다를 뿐 Ⅴ파의 유무로 역치를 판독하는 것은 성인과 같다.

청성 뇌간반응은 초기 또는 짧은 잠복기의 청성 유발전위에 해당하는 것으로 현재 임상적으로 가장 유용하게 사용되는 청성 유발전위(auditory evoked potential)이다. 이 청성 뇌간반응은 임상적으로 청력의 역치를 검사하는데 사용하고, 말초와 중추의 청각 계통의 이상을 감별하며, 수술 중의 신경 감시 장치로 이용될 수 있다.

청성 뇌간반응 검사는 이음향 방사 검사와 달리, 난청의 정도까지 알 수 있다는 장점이 있으나, 정확한 파형을 얻기 위해서는 수면 상태가 필요하고, 각각의 역치를 알기 위해 자극 후 미세한 뇌파의 평균치를 얻기 위

한 작업에 많은 시간이 소요되는 단점이 있다. 또한 검사자가 수작업으로 파형의 정점을 결정함으로써 잘못된 판독이 나올 수 있어 검사자의 숙련도가 필요하고, 많은 수의 청성 뇌간반응 파형을 분석 시에는 검사 소요시간이 길어지고 검사자의 경험에 의존해야 하는 단점이 있다.

따라서 빠른 시간 내에 난청의 유무를 위음성과 위양성의 결과 없이 검출할 수 있는 방법으로 자동화 청성 뇌간반응 검사 (automated auditory brainstem response, AABR)의 필요성이 대두 되었다. 난청과 정상 청력 사이의 기준이 되는 청력 역치 자극을 주어 청성 뇌간반응이 일어나는 지를 보고 자동적으로 그 결과를 표시해 주는 방법으로, 주변의 소음 하에서도 정확한 난청 유무를 판정해야 하는 등의 해결해야 할 문제점이 있다.

신생아 청각 선별을 위한 검사 방법은 민감도와 특이도가 높고 비침습적이면서 비용이 저렴하여야 하고, 객관적 기준의 적용이 가능하고 검사시간이 짧아야 많은 신생아를 대상으로 한 선별검사가 가능하게 된다.

기존의 자동화 청성 뇌간반응 검사의 원리로는 첫째, 정상 신생아의 청성 뇌간반응 파형을 기준으로 삼아, 검사하고자 하는 신생아의 청성 뇌간반응 파형과 비교하여 일치하는 가를 보는 방식이 있다. 그러나 이러한 방식은 역치 상 자극에서는 청성 뇌간반응이 잘 나타나므로 비교가 쉬운데 반해 역치 수준에서는 청성 뇌간반응이 뚜렷하지 않아 비교가 어렵다는 단점이 있다. 둘째로는 청성 뇌간반응 검사 중 신호 대 소음 비를 가지고 난청 여부를 진단하는 방식이 있다. 그러나 기존의 방식은 측정 중간에 신생아가 움직이게 되는 경우 청성 뇌간반응의 평균화 작업을 처음부터 다시 시작해야 하는 단점이 있어 결과적으로 측정 시간이 길어진다는 단점이 있다. 또한 자동화 청성 뇌간반응은 특정 역치에서만 측정하게 되어있어 난청의 유무만 알려줄 뿐 난청의 정도를 알 수 없다는 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 생활 소음 환경에서도 측정이 용이하며, 연속 자

극 음을 통해 난청의 정도까지 알 수 있으며, 민감도와 특이도가 높고, 유아의 움직임을 보정하는 기능을 가져 측정 시간을 단축하고, 비 숙련된 자라도 쉽게 사용할 수 있어 집단 선별검사에 유용한 자동화 청성뇌간반응 검사 방법을 개발할 뿐 아니라, 이것을 바탕으로 하여 기기의 가격을 낮추고, 액정화면 등으로 기기를 소형화하여 이동성이 좋은 자동화 청성 뇌간반응 검사(A-ABR)기기를 개발하기 위한 기초 자료를 얻고자 하였다.

## Ⅱ. 재료 및 방법

### A. 유아의 청성 뇌간반응 검사를 통한 $F_{sp}$ 산출

생후 6개월 이내의 유아 44귀를 대상으로 청성 뇌간반응 검사기 Navigator Pro® (Biologic, USA)를 사용하여 청성 뇌간반응을 얻었다. 유아의 평균 나이는 2.1개월이었고, 남자 12귀, 여자 32귀이었다.

검사 시작 30분~60분 전에 10% Chloral hydrate(Pocral syrup®, 0.5ml/kg)를 경구로 복용하게 하였다. 전극의 부착 부위는 3 군데로 활성 전극(active electrode)은 두정부(vertex)에, 기준 전극(reference electrode)은 양측 유양 돌기에 부착하며, 접지 전극(ground electrode)은 이마 위 눈썹 사이에 부착하였다.

자극 음은 압축상 클릭음(condensing polarity click sound)을 사용하였으며 난청 선별검사 시 기준 역치 전후에서의 결과를 알아보기 위해 자극 강도를 50dBnHL부터 40dBnHL, 35dBnHL, 30dBnHL로 순차적으로 주었다. 각 크기마다 2,000회의 자극(sweep)을 주어 측정하여 250회씩의 자극마다 나누어 분석하였으며, Ⅴ파까지의 반응을 보기 위해 자극 후 10.66 msec까지의 반응을 측정하였다. 자극 빈도는 13.3Hz와 30Hz의 두 가지로 자극하여 어느 빈도에서 난청 선별검사의 민감도와 특이도가 더 높게 나오는지를 비교하여 높은 민감도와 특이도를 갖는 최적화된 자극 빈도를 찾고자 하였다. 자극음의 지속시간은 100μsec이었고, 100~3,000Hz의 대역 통과 필터(band pass filter)를 통과한 반응만을 검사하였다. 전극을 통해 나오는 청성 뇌간반응 신호를 Navigator Pro® 자체에서 150,000배 증폭시켰다.

기존의 Navigator Pro®를 이용한 청성 뇌간반응 검사는 두피에서 발생하는 뇌파의 평균치만 얻을 수 있고, 각각의 sweep때 발생하는 모든 뇌파

는 얻을 수 없어, 모든 반응 뇌파 데이터를 수집하기 위해 NIDAQ Card-6062E (National Instruments, USA)를 Navigator Pro®에 연결하였고 발생되는 신호를 알아보기 쉽게 하고, Navigator Pro®에서 나오는 신호의 진폭을 4.3배를 증폭할 때 의미 있는 신호가 1V 이하였으므로 4.3배 증폭하여 데이터를 수집하였다(그림 1).

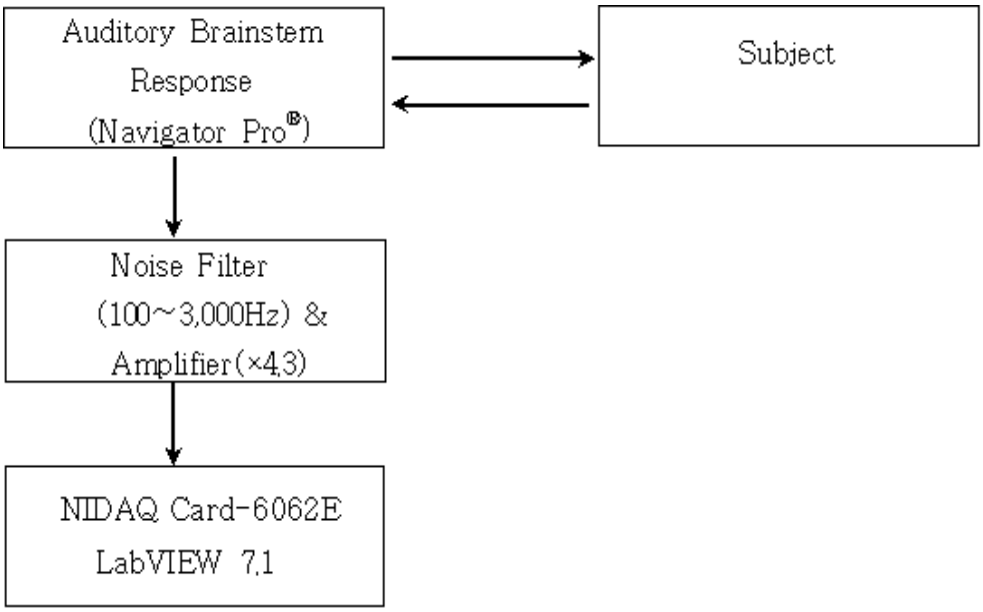


그림 1. 청성 뇌간반응 검사와 연동하여 $F_{sp}$ 를 구할 수 있는 모식도.

수집된 데이터는 LabVIEW 7.1 (National Instruments, USA)로 분석하였다(그림 2).

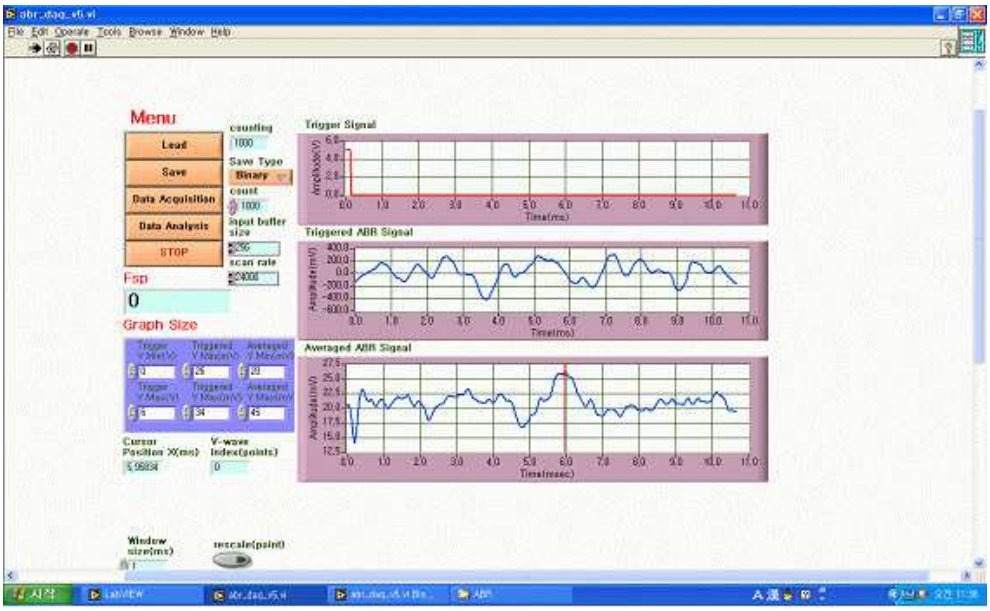


그림 2. 청성 뇌간반응 검사에서 $F_{sp}$를 구하기 위한 프로그램 모식도.

그림 2에서 한 화면 안에 세 개의 파형이 나타나는데, 맨 윗부분의 파형은 클릭음의 자극 신호(stimulation signal)를 보여주는 것이고, 중간 그래프는 자극 신호에 의해 유발되는 뇌 파형 각각(triggered ABR signal)을 보여주는 것이다. 이 뇌 파형은 평균을 구하기 전 값으로 자극 횟수에 따라 자극 횟수만큼 나타나게 된다. 맨 아래 부분의 그래프는 앙상블 평균값으로 구해진 청성 뇌간반응(averaged evoked potential)을 보여주는 것으로 Navigator Pro®에서 나타나는 청성 뇌간반응의 뇌파와 일치하게 되어 청성 뇌간반응 검사기에서의 결과 값이 본 화면에서 똑같이 구현될 수 있게 하였다. 그리고 적색 막대 선을 이용하여 평균화된 청성 뇌간반응에서 V파의 잠복기인 6~9ms내에서 V파를 선택하게 되면 그 때까지의 점들을 계산하여 VAR(S)을 구하였고, 적색 막대선상에서의 V파 위치에서의

sweep이 진행되는 동안의 점들의 변이로 VAR(SP)를 구해 그 비율인 $F_{sp}$ 값이 자동으로 계산되게 하였다.

소음(noise)과 비교하여 신호(signal)를 얻기 위해 $F_{sp}$라는 변수를 이용하였는데, $F_{sp}$란 청성 뇌간반응검사 시 기록된 전체 뇌파 중 소음과 근육의 움직임으로 인한 뇌파를 제외한 나머지 뇌파를 계산한 값으로서 소개되었다.[8,9] 그 수식은 $F_{sp}$=VAR(S)/VAR(SP)로 표현된다.

VAR(S) : variance of successive points in window of average
VAR(SP) : variance of a single point from sweep to sweep

VAR(S)는 자극 후 일정한 시간 내에 나타나는 뇌파를 구성하는 점들의 합이다. VAR(SP)는 뇌파의 여러 파형 중 한 점에서 일어나는 점들의 변이를 말한다. 이 두 변수를 이용하여 $F_{sp}$ 값을 구하였다. 이 값은 신호와 소음의 분산의 비로 다양한 소음 하에서 변하지 않는 값으로 존재하여 자동화 청성 뇌간반응 검사를 위한 난청 판정 시 검사 결과의 신뢰도를 나타내는 지표가 될 수 있다(그림 3).

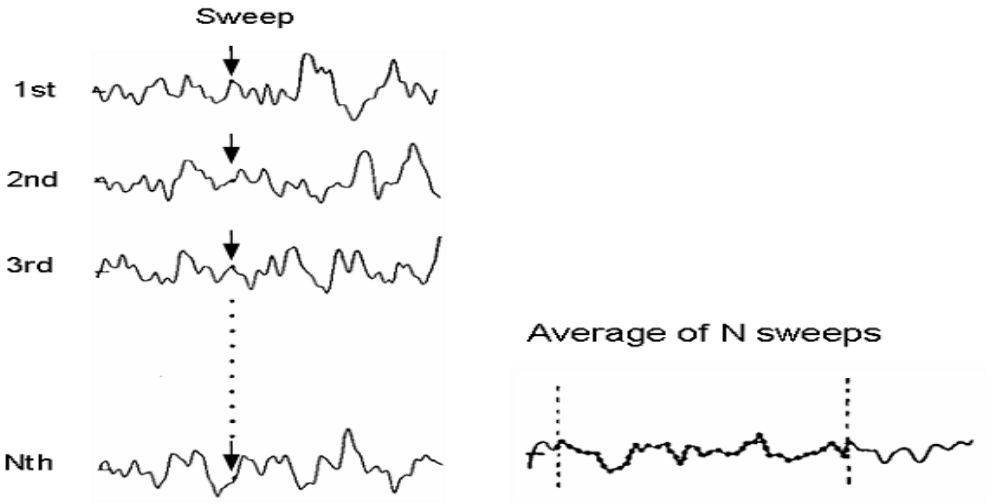


그림 3. $F_{sp}$ 의 원리. $F_{sp}$란 청성 뇌간반응검사 시 기록된 전체 뇌파 중 소음에 의한 뇌파를 제외한 나머지 뇌파를 계산한 값으로 $F_{sp}$=VAR(S)/VAR(SP)이다. A. 자극이 진행되는 동안 어느 한 점에서 뇌파의 분산을 나타내는 것으로 소음이 클수록 파형이 불규칙하게 나와 분산의 값이 커진다. B. 앙상블 평균된 파형 중에서 일정 기간 내에서의 신호의 분산을 나타낸다.

청성 뇌간반응 검사와 연동하여 각 자극 강도 별, 자극 주파수 별, 자극 횟수 별로 $F_{sp}$를 구하여 민감도, 특이도를 알아보고 $F_{sp}$를 이용하여 민감도와 특이도가 가장 높을 때의 자극 강도, 자극 주파수, 자극 횟수를 구해 청력 선별 검사의 기준 모형을 만들고자 하였다.

또한 측정 중에 유아의 움직임이 있는 경우 $F_{sp}$ 값이 급격히 떨어지는 것을 방지하기 위해 Navigator Pro®에서 나오는 진폭의 4.3배를 증폭하여 의미 있는 신호는 1V 이하였으나 20%이상으로 즉, 청성 뇌간반응 파형이 1.2V 이상이 되면 소음이라 생각하여 sweep을 진행하지 않고 제거하여 $F_{sp}$ 값에 포함되지 않게 하였다(그림 4).

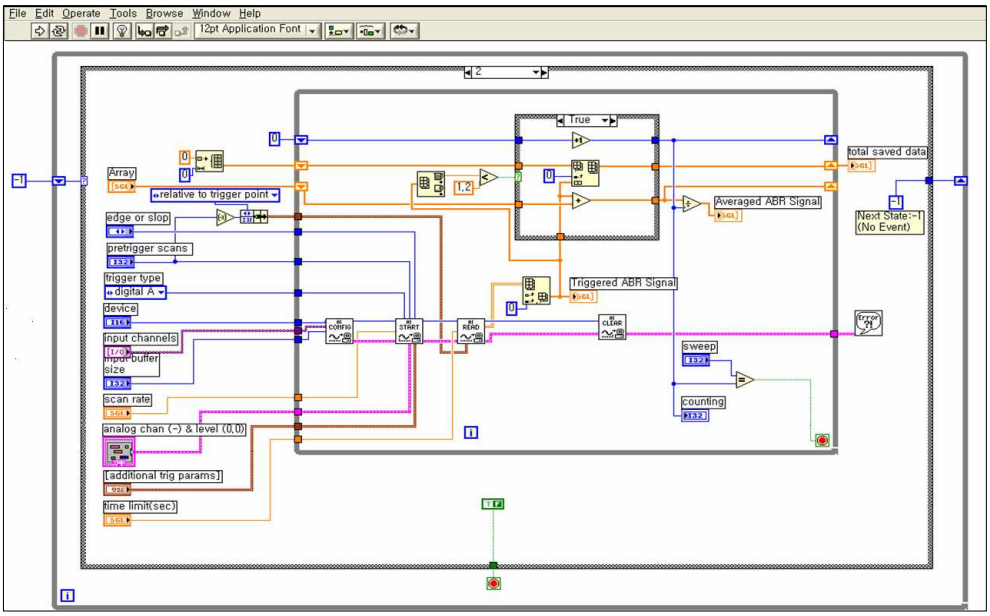


그림 4. LabVIEW 7.1 (National Instruments, USA)을 이용하여 1.2V 이상의 큰 뇌파 반응이 나오는 경우는 자극 횟수에서 제외하는 모식도. 청성 뇌간반응 파형이 1.2V 이상이 되면 소음이라 생각하여 sweep을 진행하지 않고 clipping하였다.

B. 무 자극 상태에서의 $F_{sp}$ 알고리즘을 통한 $F_{sp}$ 산출

생후 6개월 이내의 유아 중 Otodynamics ILO96®(Otodynamics Ltd, UK)과 Navigator Pro® (Biologic, USA) 장비를 이용하여 정상 청력임이 확인된 9명을 대상으로 청성 뇌간반응 검사기 Navigator Pro® (Biologic, USA)와 연동되어 나타내는 데이터 수집을 통하여 무 자극 하에서의 뇌파 반응을 얻었다. 유아의 평균 나이는 1.8개월이었고, 남자 3명, 여자 6명이었다.

본 연구에서는 유아의 난청 선별검사가 목적이고 그 대상을 유아로 하였기 때문에 9명의 유아들에게 5,000번의 sweep을 1회로 하여 2회, 총 10,000번의 sweep을 주었고 소리 자극이 들어가지 않게 헤드폰을 사용하지 않고 측정한 뇌파에서 $F_{sp}$를 구하였다.

신뢰도 95%를 가지기 위해 모든 데이터를 히스토그램(histogram)상에 넣어 95 fractile에 위치한 값을 구하였다. 이 값으로 청성 뇌간반응에서 반응이 나올 때와 나오지 않는 경우에 따른 기준으로 삼고, 각 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수 별 민감도와 특이도를 구해 난청의 기준이 되는 지를 알아보았다. 통계적 분석은 SPSS 11.5판 (SPSS Inc, USA)을 사용하였다.

Ⅲ. 결과

A. 무 자극 상태에서의 알고리즘을 통한 $F_{sp}$ 산출

9명의 유아들에게 소리 자극을 주지 않고, 측정한 뇌파에서 $F_{sp}$ 알고리즘을 통해 $F_{sp}$를 구하였다. 95%의 신뢰도를 갖기 위해 모든 자료를 histogram상에 넣어 95 fractile에서 구한 값이 1.47이었다(그림 5).

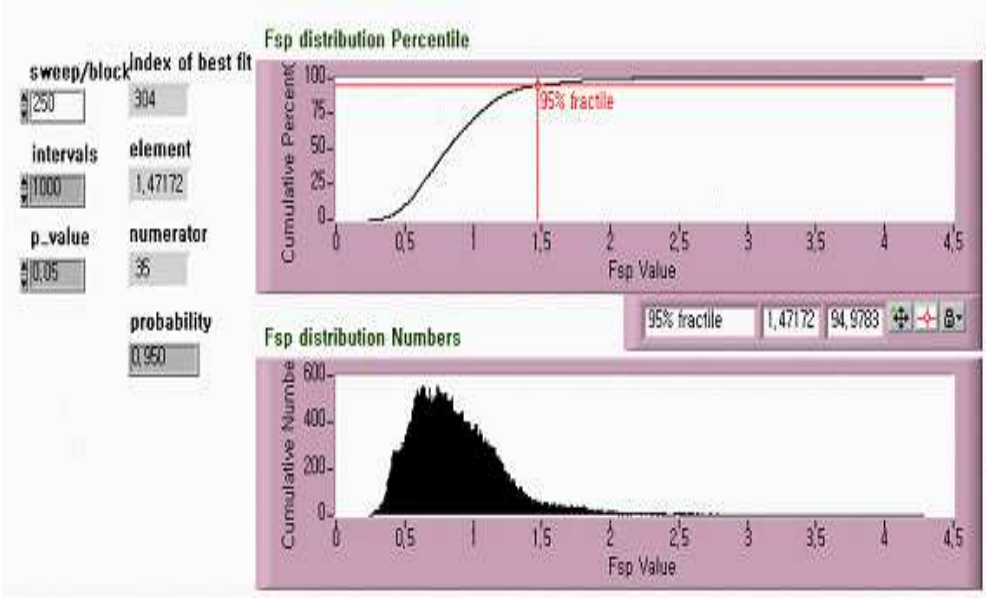


그림 5. 무 자극 상태에서의 $F_{sp}$ 산출.

B. 자극 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수 별 $F_{sp}$ 값의 결과

13.3Hz를 사용하여 50dBnHL로부터 자극의 강도를 점차 감소시켜 30dBnHL까지 자극을 줄 경우 자극 횟수를 증가시킬수록 $F_{sp}$ 값이 증가되

는 것을 알 수 있으며, 자극 강도가 높을수록 $F_{sp}$ 값이 증가하였다(그림 6).

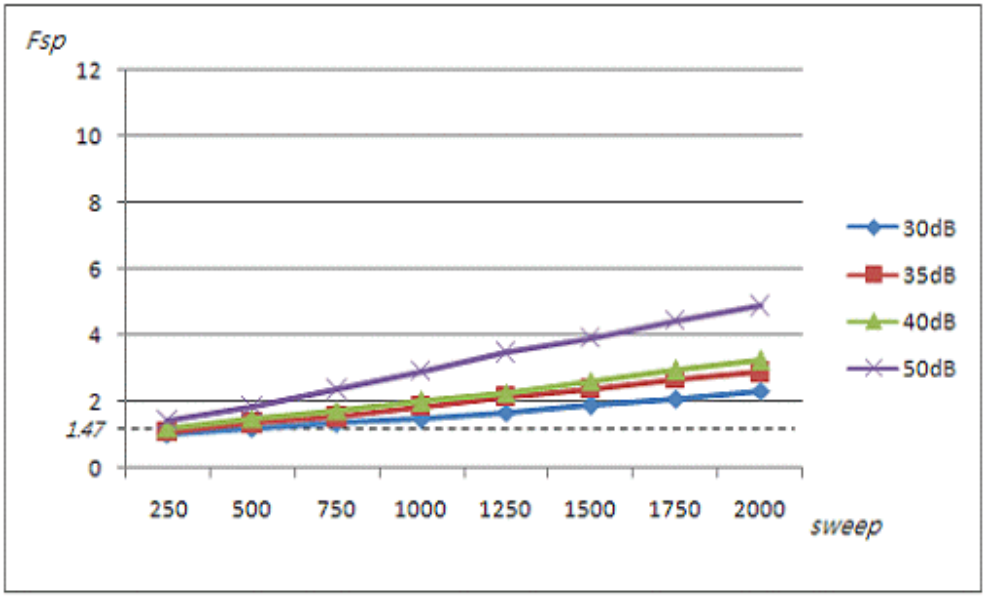


그림 6. 13.3Hz에서 자극 횟수, 자극 강도에 따른 $F_{sp}$ 값.

또한 13.3Hz에서 1000번의 sweep을 줄 경우 $F_{sp}$ 평균값은 30dBnHL에서 1.4711, 35dBnHL에서 1.8388, 40dBnHL에서 2.0029, 50dBnHL에서 2.9036으로 모두 1.47 보다 큰 값을 보였다(표 1).

표 1. 주파수 별, 자극강도 별, 자극 횟수에 따른 $F_{sp}$의 평균값

| Sweep | 250 | 500 | 750 | 1000 | 1250 | 1500 | 1750 | 2000 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Rate 13.3Hz (N=44) | | | | | | | | |
| 30dB | 1.0213 | 1.1890 | 1.3522 | 1.4711 | 1.6843 | 1.8879 | 2.0947 | 2.3161 |
| 35dB | 1.0945 | 1.3513 | 1.5238 | 1.8388 | 2.1288 | 2.3806 | 2.6743 | 2.8820 |
| 40dB | 1.2090 | 1.4897 | 1.7215 | 2.0029 | 2.2795 | 2.5954 | 2.9347 | 3.2284 |
| 50dB | 1.4234 | 1.8329 | 2.3481 | 2.9036 | 3.4736 | 3.9256 | 4.4181 | 4.8652 |
| Rate 30Hz (N=23) | | | | | | | | |
| 30dB | 3.3313 | 3.9913 | 3.9243 | 4.43 | 5.8282 | 5.9 | 5.5456 | 5.8278 |
| 35dB | 5.3630 | 7.4065 | 7.1665 | 6.0991 | 6.3404 | 6.2169 | 6.8360 | 7.4921 |
| 40dB | 6.4973 | 5.2517 | 5.4182 | 4.6756 | 4.7230 | 4.9939 | 5.62 | 6.2643 |
| 50dB | 4.0126 | 5.4460 | 8.0065 | 9.7865 | 11.127 | 11.009 | 10.6013 | 11.1704 |

$F_{sp}$ 1.47 이상을 얻기 위해서는 30dBnHL에서는 1000번 이상의 sweep이, 35dBnHL에서는 750 sweep, 40dBnHL과 50dBnHL에서는 500 sweep 이상을 주었을 때 가능하였다.

30Hz에서는 50dBnHL에서부터 자극의 강도를 감소시켜 30dBnHL까지 자극을 줄 경우 $F_{sp}$ 값이 250 sweep부터 모두 1.47 이상의 값을 보였다(그림 7).

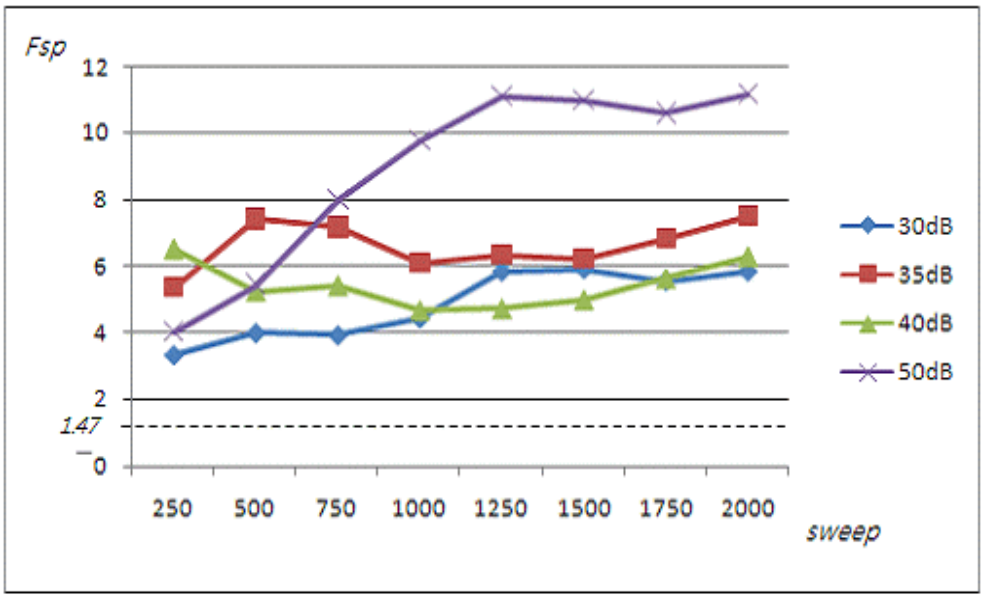


그림 7. 30Hz에서 자극 횟수, 자극 강도에 따른 $F_{sp}$ 값.

C. $F_{sp}$ 의 민감도 산출

무 자극 시에 구한 $F_{sp}$ 1.47을 기준으로 이용하여 민감도를 구한 결과, 13.3Hz에서는 자극 횟수와 자극 강도를 증가시킬수록 민감도가 증가한다는 것을 알 수 있다 (표 2).

표 2. $F_{sp}$ 1.47의 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수에 따른 민감도 : 청성 뇌간반응 상에서 V파 잠복기(latency)가 나온 경우(청력 정상)에 $F_{sp}$ 값이 1.47 초과로 나온 비율

| Sweep | 250 | 500 | 750 | 1000 | 1250 | 1500 | 1750 | 2000 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Rate 13.3Hz (%), N=44 | | | | | | | | |
| 30dB | 18.9 | 35.1 | 36.4 | 48.6 | 56.8 | 73.0 | 78.4 | 86.5 |
| 35dB | 14.6 | 39.0 | 53.7 | 65.9 | 75.6 | 80.5 | 85.4 | 90.2 |
| 40dB | 22.0 | 53.7 | 56.8 | 73.2 | 82.9 | 85.4 | 90.2 | 90.2 |
| 50dB | 45.2 | 69.0 | 85.7 | 92.9 | 97.6 | 97.6 | 100.0 | 100.0 |
| Rate 30 Hz (%), N=23 | | | | | | | | |
| 30dB | 50.0 | 80.0 | 75.0 | 95.0 | 100.0 | 95.0 | 100.0 | 100.0 |
| 35dB | 66.7 | 90.5 | 90.5 | 95.2 | 90.5 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| 40dB | 85.7 | 81.0 | 90.5 | 95.2 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| 50dB | 81.8 | 81.8 | 90.9 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |

표 2에서 13.3Hz의 경우에는 1000번의 sweep때 30dBnHL에서 48.6%의 민감도, 35dBnHL에서 65.9%, 40dBnHL에서 73.2%, 50dBnHL에서는 92.9%의 민감도를 보여 자극음의 강도가 증가 할수록 높은 민감도를 보였다.

30 Hz로 시간당 자극의 횟수를 증가시킨 경우에는 1000번의 sweep때 30dBnHL에서 95.0%, 35dBnHL에서 95.2%, 40dBnHL에서는 95.2%, 50dBnHL에서 100%의 민감도를 보여 13.3Hz의 자극음보다 높은 민감도를 보였다.

또한 이러한 수치는 sweep이 2000번에 달했을 때는 더욱 증가하여 13.3Hz의 경우에는 2000번의 sweep때 30dBnHL에서 86.5%, 35dBnHL에서

90.2%, 40dBnHL에서는 90.2%의 민감도로 차이가 없다가 50dBnHL에서는 100%까지 증가하였다(그림 8).

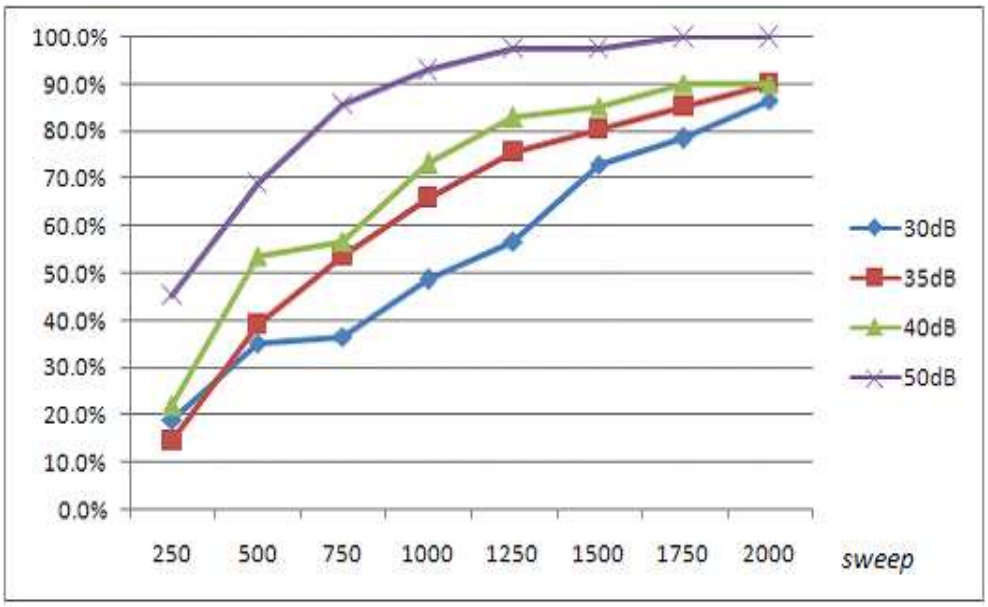


그림 8. 13.3Hz에서의 $F_{sp}$ 의 민감도 (N=44)

30Hz의 경우에는 2000번의 sweep때에 모두 100%를 보였다. 하지만 30dBnHL에서는 1250번 sweep, 35dBnHL에서는 1500 sweep, 40dBnHL에서는 1250번의 sweep과 50dBnHL에서는 1000번의 sweep만으로도 모두 100%의 민감도에 도달하였다. 따라서 30dBnHL의 경우 같은 민감도를 보이기 위해서는 1250번만의 sweep만으로도 2000번 sweep과 차이 없는 결과를 얻을 수 있어 자극 횟수를 늘려도 민감도에서의 차이가 없었다는 것을 알 수 있다(그림 9).

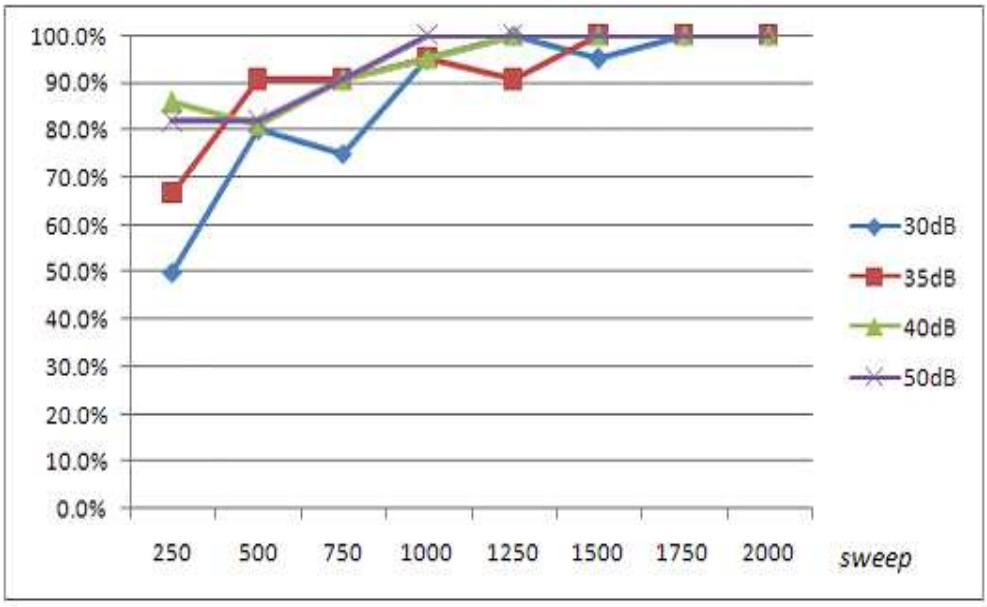


그림 9. 30Hz에서의 $F_{sp}$ 의 민감도 (N=23)

D. $F_{sp}$ 의 특이도 산출

특이도의 산출은 난청인 경우, 즉 청성 뇌간반응에서 V파가 나타나지 않는 경우에 $F_{sp}$ 가 1.47이하로 나오는 확률로 결과는 표3과 같다(표 3).

표 3. $F_{sp}$ 1.47의 주파수 별, 자극 강도 별, 자극 횟수 별 특이도 : 청성뇌간반응 상에서 V 파가 나오지 않는 경우(청력이상)에 $F_{sp}$ 값이 1.47이하로 나온 비율

| Sweep | 250 | 500 | 750 | 1000 | 1250 | 1500 | 1750 | 2000 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Rate 13.3Hz (%), N=44 | | | | | | | | |
| 30dB | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 85.7 | 85.7 |
| 35dB | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| 40dB | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| 50dB | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| Rate 30 Hz (%), N=23 | | | | | | | | |
| 30dB | 33.3 | 33.3 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 | 66.7 | 66.7 |
| 35dB | 0.0 | 50.0 | 50.0 | 0.0 | 50.0 | 100.0 | 50.0 | 100.0 |
| 40dB | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 50.0 | 0.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |
| 50dB | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 100.0 | 0.0 | 100.0 | 100.0 | 100.0 |

표 3에서 13.3Hz의 경우에는 30, 35, 40dBnHL과 50dBnHL 모두 250번의 sweep부터 100%의 특이도를 보였고, 30dBnHL에서만 1750번과 2000번의 sweep때만 85.7%의 특이도를 보일 뿐 나머지 sweep에서는 100%를 보였다.

30 Hz로 시간당 자극의 횟수를 증가시킨 경우에는 30dBnHL에서는 750번부터 1500번 sweep까지 모두 100%의 특이도를 보이고, 35dBnHL에서는 1500번과 2000번에서, 40dBnHL에서는 1500번 이상의 sweep에서, 50dBnHL에서는 1000번과 1500, 1750, 2000번의 sweep일 때 특이도 100%를 보였다.

E. 민감도와 특이도가 최대가 되는 최적의 sweep

13.3Hz에서 민감도와 특이도가 최대가 되는 점을 30dBnHL에서는 2000 sweep이었으나, 민감도와 특이도가 각각 86.5%와 85.7%로 낮은 수치를 보여주었다. 35dBnHL과 40dBnHL에서도 모두 2000 sweep일 때였으나 민감도와 특이도가 각각 90.2%, 100%를 보였다. 50dBnHL에서만 1750 sweep일 때 100%의 민감도와 특이도를 보였다. 하지만 50dBnHL로 선별검사를 하기에는 역치가 높았다.

민감도와 특이도가 가장 최대가 되는 점을 13.3Hz보다 30Hz에서 얻을 수 있었는데, 특히 30Hz, 30dBnHL에서는 1250sweep, 35dBnHL에서는 1500 sweep, 40dBnHL에서는 1500 sweep, 50dBnHL에서는 1000 sweep에서 민감도와 특이도가 100%로 최대가 되는 최소 sweep임을 알 수 있었다 (그림 10, 11, 12, 13).

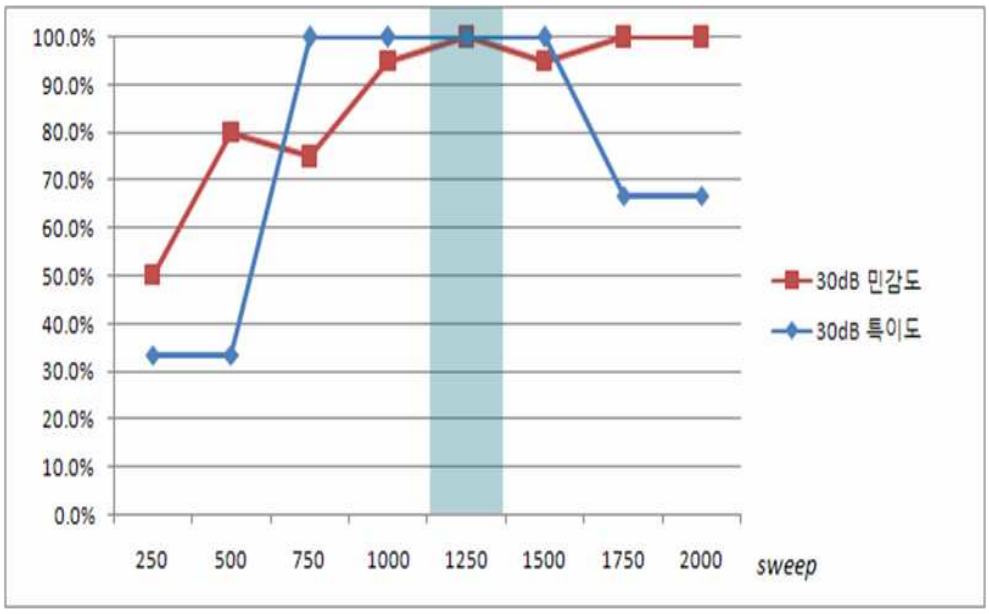

그림 10. 30Hz, 30dBnHL에서의 민감도와 특이도. 30Hz, 30dBnHL에서의 민감도와 특이도는 1250sweep이 가장 민감도와 특이도가 높은 점임을 보여준다(N=23).

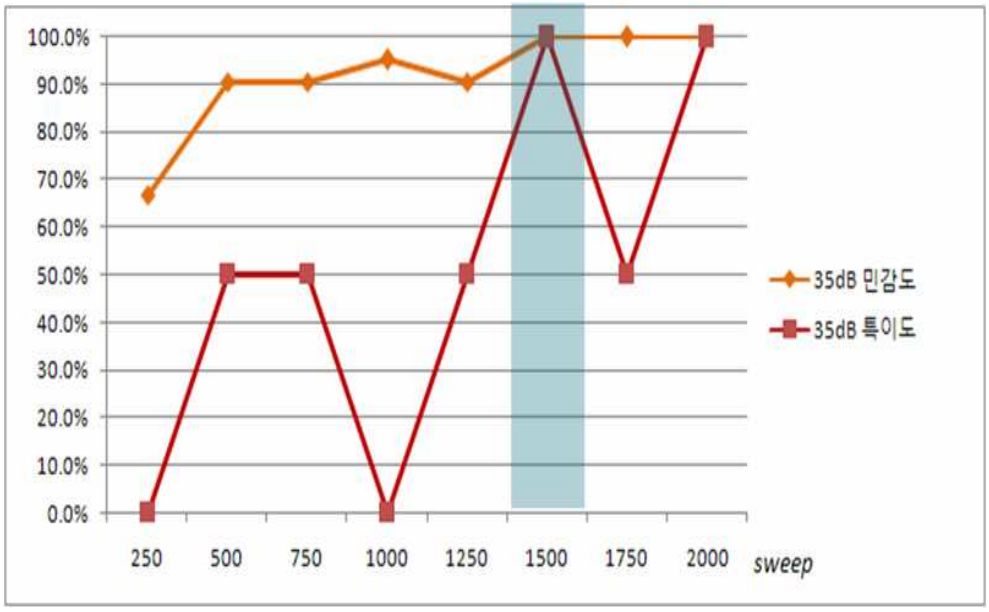


그림 11. 30Hz, 35dBnHL에서의 민감도와 특이도. 30Hz, 35dBnHL에서는 1500 sweep이 가장 민감도와 특이도가 높은 최소 sweep임을 보여준다(N=23).

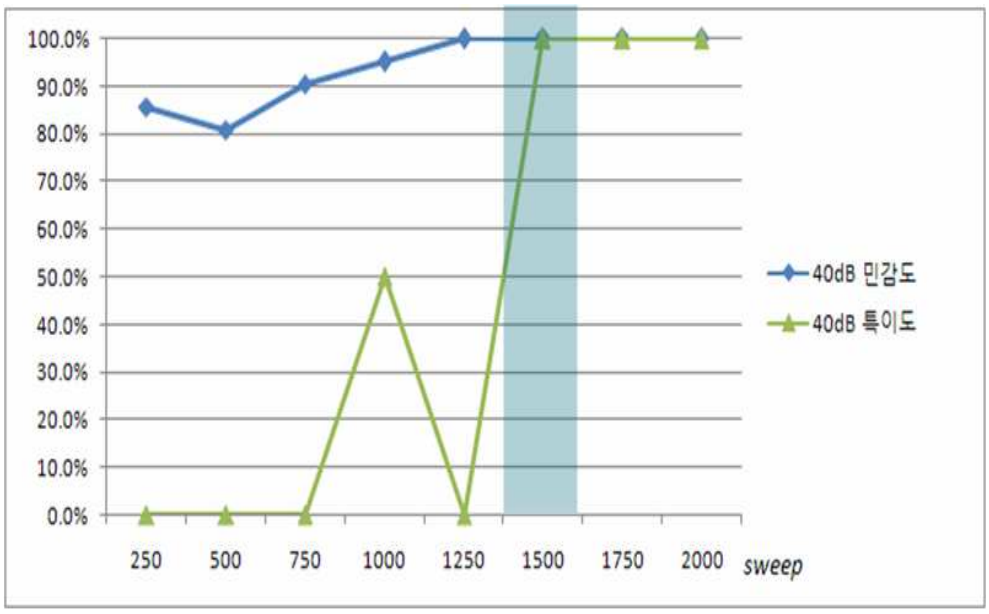


그림 12. 30Hz, 40dBnHL에서의 민감도와 특이도. 30Hz, 40dBnHL에서는 1500sweep이 가장 민감도와 특이도가 높은 최소 sweep임을 보여준다 (N=23).

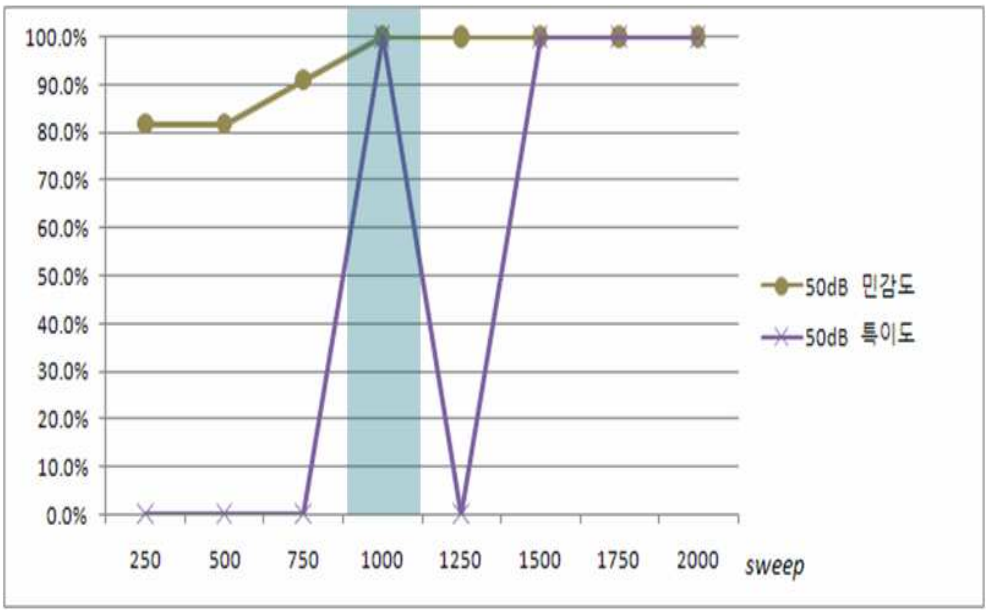


그림 13. 30Hz, 50dBnHL에서의 민감도와 특이도. 30Hz, 50dBnHL에서는 1000sweep이 가장 민감도와 특이도가 높은 최소 sweep임을 보여준다 (N=23).

따라서 유아의 난청 선별 검사를 위한 기준 모형으로는 30Hz로 시행하는 것이 민감도와 특이도가 높다는 것을 알 수 있으며, 각 dB별로 최적의 sweep을 결정할 수 있다. 즉, 30Hz, 30dBnHL로 1250 sweep을 시행하여 $F_{sp}$ 1.47을 초과하면 정상으로 판독하고, 그렇지 못한 경우에는 35dBnHL로 1500 sweep으로 진행한다. 그래도 반응이 없을 경우에는 40dBnHL에서 1500 sweep로, 반응이 없는 경우에는 50dBnHL에서 1000 sweep 시행하여 $F_{sp}$ 1.47을 초과하면 선별검사 대상자의 청력 역치가 50dBnHL이 됨을 알 수 있고, 여기에도 이상이 있는 경우 고식적인 청성 뇌간반응이 요구됨으로써, 이러한 기준 모형을 가지고 청력 이상 여부를 자동적으로 판단할 수

있다(그림 14).

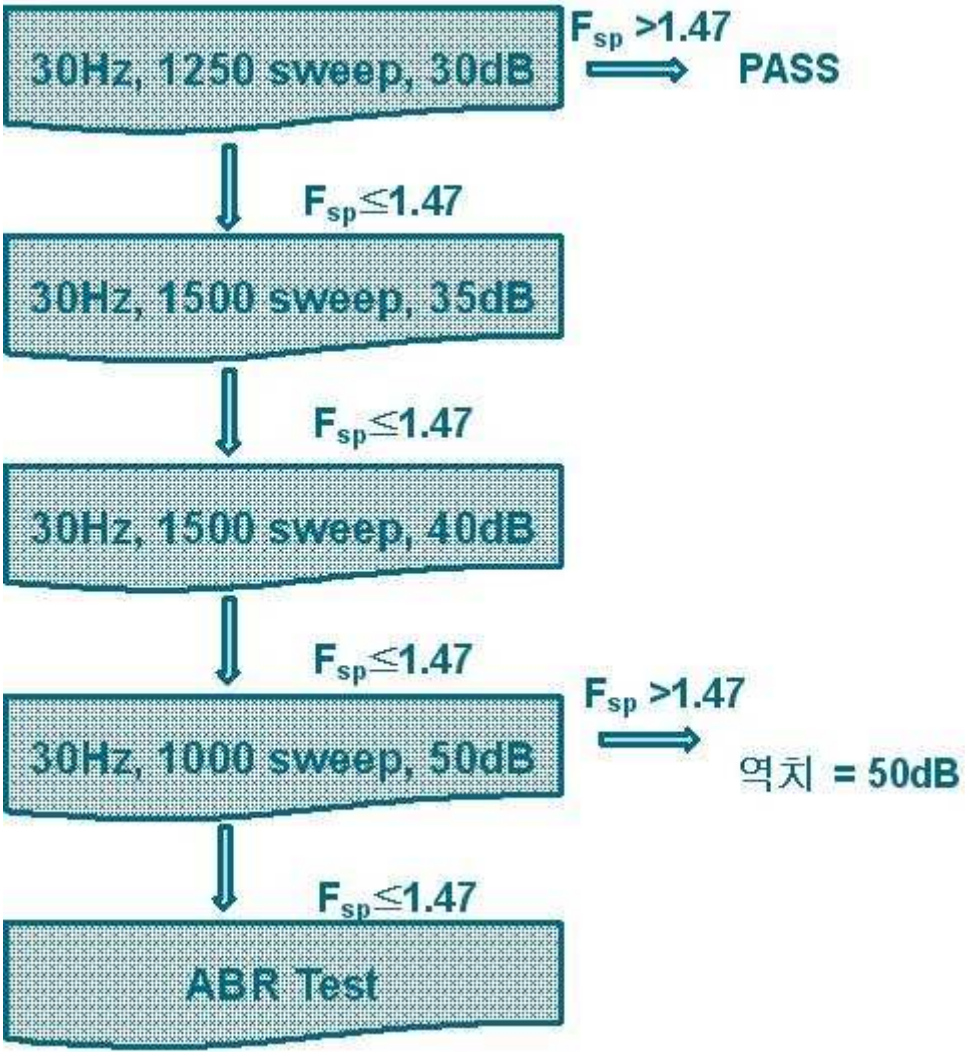


그림 14. 최적의 자극 비율, 자극 강도, 자극 횟수를 기준으로 만든 난청 선별검사의 기준 모형.

## Ⅳ. 고찰

자동화 청성 뇌간반응 검사가 시행되기 위해서는 주변의 전기적 소음을 줄일 수 있어야 하는데, 이러한 소음을 줄이는 방법에는 여러 가지가 있으나 신호 대 소음 비(signal to noise ratio, SNR)를 증가시키는 방법으로 sweep을 많이 해서 신호 대 소음 비를 높이는 결과가 보고된 바 있다. 즉, sweep의 숫자를 1000회를 시행하면 SNR이 31.62배 증가한다고 보고하였다[4]. sweep의 숫자는 1000~2000번이 역치 상 반응을 얻기에 적당하고 본 연구에서도 1000번의 sweep보다 2000번의 sweep을 증가시킴에 따라 $F_{sp}$ 값이 증가되는 것을 알 수 있었다.

신호 대 소음 비는 자극을 주지 않는 경우의 청성 뇌간반응을 측정한다면 신호 값이 소음 값과 같아져 이론적으로 1이 된다.[9] 신호 대 소음 비가 1 이상 되어야 뇌파 중 소음 대비 신호가 있음을 알 수 있게 된다. 본 연구에서는 무 자극 시의 뇌파 중 95 fractile에 해당하는 $F_{sp}$ 값이 1.47이었다. Elbering등[8]은 8명의 성인에서의 무 자극 하에 $F_{sp}$를 구하여 난청 선별의 기준으로 삼았으나, 본 연구에서는 유아의 난청 선별 검사가 목적이고 그 대상을 유아로 하였기 때문에 9명의 유아들에게 5,000번씩 10,000번의 sweep을 주었고 소리 자극이 들어가지 않게 헤드폰을 사용하지 않고 측정한 뇌파에서 $F_{sp}$ 를 구하였다. 따라서 검사를 진행할 때 $F_{sp}$ 값이 각 자극 역치에서 1.47이상으로 나와야 의미 있는 결과라고 할 수 있겠다.

일반적으로 청성 뇌간반응검사는 중등도 및 고도의 클릭 음 자극에 의해서 5개에서 7개의 파형을 10msec 안에 갖는다. 이 파형들의 진폭은 각성이나 주의력에 의해 영향을 받지 않는다.[10]

청성 뇌간반응 검사에서 각 파형의 잠복기에 영향을 주는 인자 중 대상자 변수로는 중심 체온, 성별과 연령이 있다. 그 중 연령에 의한 영향은 유

아의 경우 잠복기와 파형 간 간격이 성인에 비해 지연되어있다고 알려져 있다.[11]

또한 청성 뇌간반응 파형 잠복기에 영향을 미치는 변수로는 자극 빈도(stimulus rate), 자극 강도, 자극 음의 극성(polarity), 주파수, 한 쪽에 자극을 주는지 양쪽에 자극을 주는지에 따라 다를 수 있다. 희박상 자극(rarefaction stimulus)이 이론상으로는 가장 효과적이라고 알려져 있고[12] 압축상 클릭 음(condensation click)보다 희박상 자극 음이 약간 더 짧은 파형 잠복기와 더 큰 파형 진폭을 갖는다고 보고된 바 있다.[13] 그러나 모든 대상자에서 보이는 것은 아니며, 자극 음의 극성에 대한 효과는 작고 다양하다고 알려져 있다.[14,15]

본 연구에서는 교대상 클릭(alternating click)이나 희박상 클릭 음으로 시행할 때 신호음을 잘 얻을 수 없어 압축상 클릭 음을 사용하여 더 깨끗한 신호음을 얻을 수 있었다.

정상 성인에서는 10~20dBnHL의 역치 수준의 자극에서는 Ⅴ파만 관찰되며 이 때 Ⅴ파의 잠복기는 약 7.5~8.0 msec이다. 25~35dBnHL의 강도에서 Ⅰ파와 Ⅲ파가 관찰되고, 충분히 강한 자극인 60~95dBnHL에서는 Ⅰ파의 잠복기는 약 1.5~ 2.0msec, Ⅴ파의 잠복기는 약 5.5~6.0msec를 보인다.

Ⅴ파는 정상 성인에서 10~20dB nHL이하의 자극 음에 파형을 보이며, Ⅴ파의 반응 역치를 청성 뇌간반응의 역치라고 한다. 본 연구에서 사용된 30dBnHL부터는 Ⅰ, Ⅲ, Ⅴ파형이 모두 관찰될 수 있는 강도에 해당한다고 볼 수 있다.또한 Ⅴ파의 잠복기를 본 연구에서는 6~9 msec에서 얻을 수 있었다.

청성 뇌간반응의 잠복기에 영향을 미치는 다른 변수로는 시간당 자극 횟수(stimulus rate)가 있는데, 시간당 자극 횟수를 증가시킬수록 Ⅴ파의

잠복기가 증가하고 진폭이 감소한다.[16] 그러나 모든 조사에서 V파의 진폭이 클릭 주파수가 증가함에 따라 작아지는 것은 아니다. V파의 진폭이 15~30Hz까지 주파수가 증가됨에 따라 약간 감소하였으나 30~90Hz사이에서는 진폭의 차이가 없었다는 보고가 있다.[17] 주파수(Hertz)가 작을수록 검사 시간이 많이 걸리나 난청에 관계된 제 I 파형을 보다 잘 볼 수 있어, 추천되는 고식적인 청성 뇌간반응 검사 시의 자극의 빈도는 10~20Hz이다. 앞으로 신경학적 진단(neurodiagnosis)를 위한 청성 뇌간반응이 아닌 청력 선별검사와 역치 산정을 하는 경우, 뇌간 유발 반응은 자극 강도를 역치 레벨까지 낮추어야하며 적절한 자극 빈도수를 30~50Hz로 증가시키는 것이 검사 시간을 단축시키는데 유용하겠다. 본 연구에서는 13.3Hz뿐 아니라 자극 주파수를 증가시킨 30Hz를 시행하여 더 높은 $F_{sp}$ 값을 얻을 수 있었고 높은 민감도와 특이도를 얻었다. 본 실험에서 높은 민감도와 특이도를 보인 것은 소음을 제거하는 알고리즘으로 보다 깨끗한 파형을 얻을 수 있어 가능하였다.

측정 중의 문제점과 보완 방법으로 본 연구에서는 첫째, Navigator Pro® (Biologic, USA)에서 얻어지는 신호 진폭이 매우 작아 그대로 연결한 경우 파형을 알기 어려웠다. 따라서 증폭기를 이용하여 4.3배 증폭시킨 후 NIDAQ Card-6062E (National Instruments, USA)로 신호가 연결되도록 하였다.

둘째, 측정 중에 자극 강도 별로 $F_{sp}$ 값이 서로 명확한 차이를 보이지 않고 최소값과 최대값 차이의 값의 변화 폭이 매우 큰 문제점이 있었고, 소음이 많이 포함되어 있어 $F_{sp}$ 기준 모형으로는 부적합하였다. 따라서 증폭기와 LabVIEW 7.1(National Instruments, USA)로 분석하는 노트북 컴퓨터의 전원을 교류에서 배터리를 이용한 직류로 바꾼 뒤 인공물(artifact) 없는 일관되고 안정된 파형을 얻을 수 있었다.

측정 중의 세 번째 문제점으로 sweep이 진행되는 동안 대상자가 움직이거나 깨어나려고 할 때 triggered ABR 신호가 매우 큰 진폭의 artifact를 보여 sweep이 다 진행되기 전에 $F_{sp}$ 값이 전체적으로 낮게 측정된다는 점이다. 이러한 경우 증폭된 청성 뇌간반응 신호음이 ±1 V 이하이기 때문에 ±1.2 V 이상인 경우 artifact에 의한 파형으로 보고 소프트웨어적으로 clipping을 통해 제거하여 $F_{sp}$ 값을 구하는 데 포함되지 않도록 보완하였다.

넷째로 기존에는 중간에 artifact가 커지면 처음부터 다시 평균화 작업(averaging)을 시도하여 측정시간이 artifact가 없어질 때까지 계속 반복되거나 실패(fail)로 나오는 문제점이 있었다. 따라서 artifact가 섞여 진폭이 유발전위 진폭 이상으로 커질 때 sweep을 일시 중단하고 있다가 다시 진폭이 안정된 유발 전위가 나오는 경우 나머지 sweep counting이 진행되게 하여 측정 시간을 단축시켰다.

본 연구에서는 청성 뇌간반응 검사를 자동화하여 검사의 소요 시간을 줄이고, 보다 객관적으로 검사 결과를 알 수 있고, 난청의 정도까지 얻을 수 있는 청성 뇌간반응 검사 기기의 개발을 위해 유아들의 청성 뇌간반응에서 난청을 자동으로 판독하기 위한 기준 모형을 만들었다.

즉, 본 연구에서 시행한 $F_{sp}$ 값을 가지고 자동화 검사의 신뢰도를 높일 수 있고 $F_{sp}$ 값이 신뢰성 있게 나오는 경우 즉, 1.47 초과로 나오는 경우에 자극 횟수(sweep)를 계속 진행할 것이 아니라 다음 강도로 이동하여 검사 시간을 단축시킬 수 있는 좋은 기준이 된다는 것을 알 수 있었다.

또한, 기준이 되는 $F_{sp}$ 값이 검사의 질적 척도뿐 아니라 양적 척도로서 유용하게 사용될 수 있다는 것을 알 수 있었으며, 자동으로 잠복기 내에서 V파의 정점을 검출하는 방법을 보완한다면 이 두 가지 모두가 검사자가 일일이 청성 뇌간반응의 평균 파형을 보고 V파의 유무를 확인할 필요가

없게 되어 보다 정확한 난청 여부를 알 수 있게 될 것이므로 앞으로 이에 대한 연구가 진행되어야 할 것으로 생각한다.

## V. 결론

향후 유아들에게 자극 음을 주었을 때 난청 여부를 판독할 수 있는 $F_{sp}$ 값을 구하기 위해 무 자극에서의 $F_{sp}$ 1.47을 구하였다. 이 값을 기준으로 삼아 실제 청력의 이상 여부와 민감도와 특이도를 구할 수 있었다. 각 자극 주파수 별로, 자극 강도 별로 최대의 민감도와 특이도를 갖는 최적의 자극 횟수를 구함으로써 난청의 기준 모형을 만들었다. 전기적 소음 환경에서도 측정이 용이하게 하기 위해 직류를 이용한 소음 필터와 소프트웨어적으로 기준치 이상의 파형의 진폭을 clipping 하는 기법을 사용하였고, 난청의 기준 모형을 통해 기존의 검사와 달리 50dB까지는 난청의 정도까지 나타내 줄 수 있는 자동화 청성 뇌간반응 검사기기 개발이 가능할 수 있게 하였다. 또한 유발전위의 진폭이 기준이상으로 커질 때 자극을 일시 중지하여 안정된 파형의 유발 전위만 나오는 경우만 받아들여 필요 이상의 측정 시간을 단축시킬 수 있었다.

이 실험을 통해 소음 환경에서도 최적화된 $F_{sp}$ 알고리즘을 이용하여 소음 환경에서도 측정이 용이하고, 유아의 움직임을 보정하여 측정시간을 단축시키며, 난청의 정도까지 알 수 있는 자동화된 난청 선별기준을 마련하였다.

참고문헌

1. Shin SO. Neonatal hearing screening test: History and overview. Jungang moonhwasa, Seoul, Korea; 2005. p.51-7.

2. Park KH. Neonatal hearing screening test. Conference for the early detection of the hearing disability. Jungang moonhwasa, Seoul, Korea; 2005. p.11-3.

3. Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. J Acoust Soc Am 1978;64:1386-91.

4. Burkard RF, Secor C, editors. Overview of auditory evoked potentials. In: Katz. Handbook of clinical audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p. 233-48.

5. Moller A. Neural generators of auditory evoked potentials. In: Jacobson J, editor. Principles and applications in auditory evoked potentials. Boston: Allyln & Bacon; 1994. p. 23-46.

6. Jewett D, Williston J. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. Brain 1971;94:681-96.

7. Korean society of otolaryngology. Otolaryngology-Head and neck

surgery. In: Kim LS, editor. Auditory test. Iljogak;2002. p468-74.

8. Elberling C, Don M. Quality estimation of averaged auditory brainstem responses. Scand Audiol 1984;13:187-97.

9. Sininger YS. Auditory brain stem response for objective measures of hearing. Ear Hear 1993;14:23-30.

10. Picton T, Hillyard S. Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1974;36:191-9.

11. Cox L. Infant assessment: development and age-related considerations. In: Jacobson J, editor. The auditory brainstem response. San Diegeo: College-Hill Press; 1985. p. 297-316.

12. Hall J. Effect of Stimulus Factors. In: Hall J, editor. Handbook of auditory evoked responses. 1st ed. Boston: Allyn & Bacon; 1992. p. 143-9.

13. Stockard J, Westmoreland B, Corfits J. Brainstem auditory-evoked responses: normal variation as a function of stimulus and subject characteristics. Arch Neurol 1979;36:823-31.

14. Schwartz D, Morris M, Jacobson J. The normal auditory brainstem response and its variants. In: Jacobson J, editor. Principles and

applications in auditory evoked potentials. Boston: Allyn & Bacon; 1994. p. 123-53.

15. Borg E, Lofqvist L. Brainstem response(ABR) to rarefaction and condensation clicks in normal hearing and steep high-frequency hearing loss. Scand Audiol (Suppl) 1981;13:99-101.

16. Burkard R, Hecox K. The effect of broadband noise on the human brainstem auditory evoked response. III. Anatomic locus. J Acoust Soc Am 1983;81:1050-63.

17. Burkard R, Hecox K. the effect of broadband noise on the human brainstem auditory evoked response. I. Rate and intensity effects. J Acoust Soc Am 1983;74:1204-13.

## Abstract

Development of template for automatic interpretation of the auditory brainstem response in infant

Shi-Chan Kim

*Department of Medicine*

*The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Won-Sang Lee )

Neonatal hearing loss has high prevalence rate than other diseases needed the screening test. Early detection of the hearing loss is very important that the patient can achieve good speech and hearing performances with the hearing aid or cochlear implant. Until now, hearing screening tests have limitation- The first, they take long if there is surrounding noise. The second, the averaging should be repeated if the infant is moving during the test. The third, the hearing screening test shows whether subjects have hearing loss or not rather than the levels of the hearing loss.

So, author is willing to make a new template for automated neonatal hearing screening test with high sensitivity and specificity which the reliability of the test is good especially in noise situation and the test

shows levels of hearing impairment. $F_{sp}$ ratios of nine normal infants in situations of no sound stimulation were evaluated. That ratio is 1.47 in 95% fractile. It became as a standard for the hearing screening test. 44 ears were evaluated with sequential sound stimulation of 50, 40, 35, 30 dBnHL. The optimal numbers of sweeps were obtained through the maximal sensitivity and specificity. That became a standard model for the neonatal hearing screening test. If $F_{sp}$ ratio is more than 1.47 at 30 Hz, 30dB, 1250 sweeps, the result of screening test is expressed as the pass. If it is 1.47 or less, the test automatically moves to the 30 Hz, 35 dB, 1500 sweeps. If it is 1.47 or less at this stimulation parameter again, the test moves to the 30 Hz, 40 dB, 1500 sweeps. If it is 1.47 or less at this situation, the test moves sequentially to the 30 Hz, 50 dB, 1500 sweeps. If $F_{sp}$ is more than 1.47 at this point, the subject's hearing threshold is 50dB. If $F_{sp}$ is 1.47 or less, the conventional auditory brainstem response test should be performed for the accurate evaluation of the hearing threshold.

Finally, the template for automatic interpretation of the auditory brainstem response in infant was developed in this study.

---

Key Words : auditory brainstem response, automation, infant, $F_{sp}$ , minimal sweep, sensitivity, specificity