

특집

인체 운동 및 진동

인간 소리전달함수의 수치모델과 응용

이 두 호*

(동의대학교 기계공학과)

1. 머리말

인간의 소리인식 과정은 음향/진동의 전달과정으로 표현되는 물리적인 현상과 소리의 인지에서 관계된 심리학이 복잡하게 얽혀 있는 분야이다. 인간의 청각기관은 시각기관 다음으로 복잡함을 보이고 있으며 외이, 중이, 내이로 구분되는 전달 경로를 통해 소리가 전달되어 내이와 연결된 청신경을 통해 인지되는 구조로 이루어져 있다. 소리의 전달과정과 현상에 대한 연구는 많은 연구자들에 의해 이루어져 현재도 소리의 인지과정에 관한 연구는 물론 음향기기나 의료보조기기와 관련된 연구들이 활발하게 진행되고 있다.

이 글에서는 사람의 소리전달과정에 대한 수치모델에 대하여 간단히 소개하고 그 응용분야를 소개하는 것을 목표로 한다.

2. 소리의 전달과정

외부에서 발생된 소리는 인간의 신체에 반사되어 귓바퀴에 도달되며 이 소리는 이도를 통하여 청각기관에 전달된다. 그림 1은 인간의 청각기관에 대한 개략도이다. 소리의 전달은 여러 단계의 증폭과 필터링 과정을 거쳐서 최종적으로 인간의 뇌에 전달된다. 첫 번째 전달과정은 인간의 머리와 몸통에 의한 것이다. 인간의 머리의 영향으

로 두 귀에 다르게 전달된 소리는 인간이 소음원의 위치를 인식할 수 있게 해준다. 귓바퀴와 이도는 특정 주파수영역에 대하여 20 dB 내외의 큰 이득 값으로 소리를 증폭시켜주는 역할을 한다. 세계의 작은 뼈로 구성된 중이(middle ear)는 고막으로 전달된 공기의 진동을 내이의 유체 진동으로 전달해주는 역할을 한다. 추골과 연결된 난원창(oval window)을 통해 전달된 진동은 달팽이관의 유체유동을 일으키고 이는 달팽이관의 기저막(basilar membrane)의 진동을 일으키며 기저막에 위치한 코르티 기관(organ of corti)을 움직이게 되고 코르티 기관에 붙어 있는 유모세포(hair cell)의 움직임을 통해서 전기적인 자극으로 변환되어 청신경에 전달된다. 이러한 소리전달 과정에는 다양한 이득 값의 주파수 특성이 있으며 또한 소

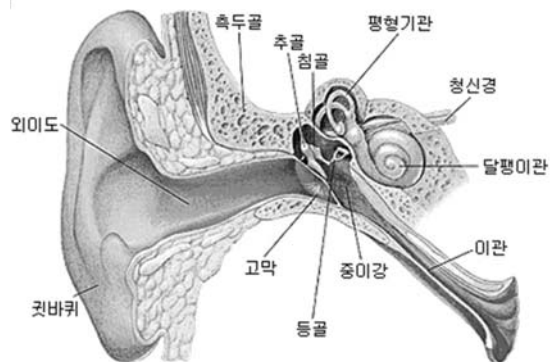


그림 1 인간의 귀 구조

* E-mail : dooho@deu.ac.kr / (051) 890-1658

리 자극에 반응하는 청각기관의 적응성에 기인한 많은 비선형성이 있다.

인간의 소리전달과정에 대한 수치적 모델은 소리의 인지과정 자체에 대한 탐구로부터 음향기기 등과 같은 전자제품의 개발, 보청기, 인공와우 등의 청각보조기기 등의 기술에 이르기까지 다양한 분야의 요구에 따라 개발되고 연구되어 왔기 때문에 다양한 모델이 존재한다. 가장 많이 사용되고 있는 수치모델은 등가 전기회로를 바탕으로 하는 전달함수 모델이다. 이 모델은 전기소자의 대응관계를 이용하여 소리전달과정의 임피던스를 모델링 하는 방법으로 소리전달 경로의 자세한 기하학적 형상 데이터가 필요하지 않다는 장점이 있는 반면 등가 파라미터 값을 결정해야 한다는 단점이 있다. 반면, 경계요소법이나 유한요소법 등과 같이 소리전달 경로상의 매체에 대한 물리법칙과 기하학적 형상을 모델화 하는 방법은 많은 계산시간에도 불구하고 최소한의 물성 값의 입력 만으로 소리전달 경로의 특성을 모델링 할 수 있어 점점 많이 시도되고 있다. 이 글에서는 형상모델에 기반한 소리전달함수 모델과 그 응용 예를 알아본다.

3. 머리관련 전달함수

3.1 경계요소해석 모델

머리 관련 전달 함수(head-related transfer function, HRTF)는 음원에서 이도 입구까지의 음압 전달함수를 말한다. 머리관련 전달함수는 인간이 음원의 위치를 판단하는 데 중요한 정보를 담고 있으며 머리와 외이의 형상과 관련이 되어 전달함수의 크기와 위상이 변화하게 된다. 보통 소리의 위치를 판단하는 정보는 양이에 도달하는 소리의 시간차이가 가장 중요하며 그 밖에 소리의 크기 및 위상차이도 참조하는 것으로 알려져 있다. 그러나 HRTF의 정보는 개인간에 많은 차이를 보이며 개인간의 HRTF 차이는 소리의 정위감에서도 차이를 보이는 것이 실험적으로 알려져 있다.

HRTF는 인위적인 소리위치를 발생시킬 경우 위한 필수 정보이므로 음향기기나 가상현실 기기의 개발에 있어서 중요한 정보로 사용되고 있다. 특히 최근에는 가상공간에서의 음향효과를 위하여 개별 맞춤형 삼차원 음장공간이 형성이 중요해지고 있어 개인간의 HRTF 정보를 정확하게 얻을 수 있는 방법이 연구되고 있다.

인간의 머리형상에 대한 HRTF는 KEMAR라는 기준 더미를 이용하여 MIT대학의 미디어 랩에서 측정한 측정 값이 기준 값으로 많이 참조되고 있다. 그림 2(a)는 KEMAR 더미의 형상을 보여주고 있다. 한국인 머리형상을 고려한 HRTF는 표준화 되지는 않았지만 KISTI 등의 기관에서 사체의 측정과 평균화 과정을 통하여 한국인의 평균 두형을 발표한 예가 있다. 그림 2(b)에는 평균화 작업을 거친 한국인의 머리형상을 보여주고 있다. 이 형상을 이용하여 HRTF 측정하면 2 kHz 이상에서 차이를 보이는 것을 알 수 있다.

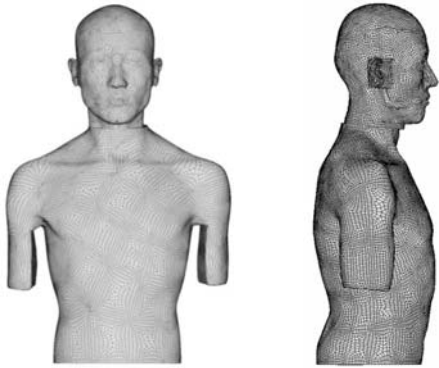
HRTF 수치적 모델링은 무한영역을 다루는 산란 문제이기 때문에 경계요소법이 많이 사용되고 있다. 그림 3에는 경계요소법을 이용한 경우 한국인 평균두형 모델에 대한 경계요소해석 모델과 해석 결과의 예를 보여주고 있는데 높은 주파수 영역까지 정확한 해석이 가능함을 보여주고 있다. 그림에서 이득 값(gain)은 음원 만이 존재할 때 두형 중앙에서의 음압을 기준 값으로 하는 이도 입구에서의 음압 값을 나타낸다. 그림에



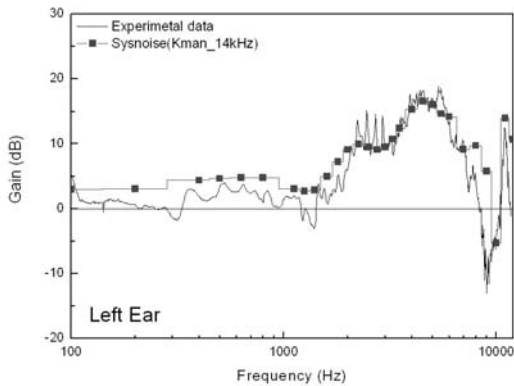
(a) KEMAR 더미

(b) 한국인 평균두형(KISTI)

그림 2 형상에 차이가 있는 두형



(a) HRTF를 위한 한국인 경계요소 모델

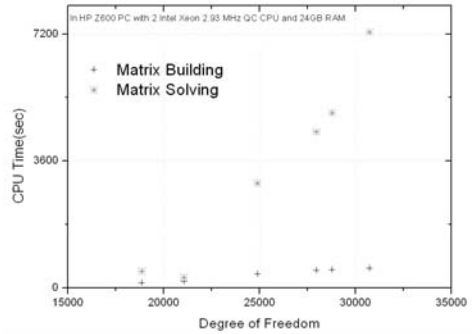


(b) 계산된 HRTF와 실험결과 비교

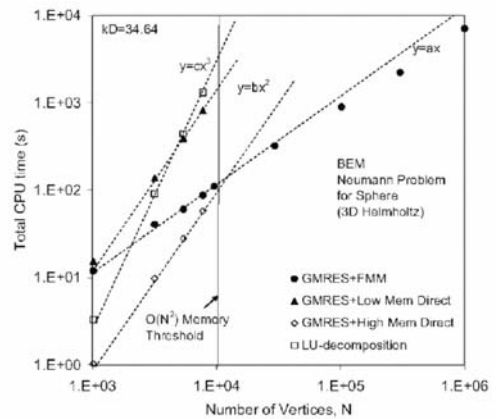
그림 3 HRTF 계산을 위한 경계요소 모델

서 보듯이 HRTF를 위한 경계요소 모델은 적응형 요소분할을 수행하면 약 30000만 자유도를 갖는 요소분할로 12 kHz까지 유효한 경계요소해석 모델을 만들 수 있다.

경계요소법을 사용하여 HRTF를 모델링 하는 경우 주파수 해석을 특성상 많은 자유도(N)가 필요하며 요소수에 따라서 최대 해석 가능 주파수가 결정된다. 경계요소법은 시스템 행렬의 계산 시 팍찬 행렬이 되기 때문에 일반 행렬식의 솔버로는 $O(N^3)$, 반복계산 방법(iterative method)으로도 $O(N^3)$ 로 계산시간이 늘어나게 되어 HRTF를 계산을 위한 경계요소해석 모델을 이용하여 고주파수까지 해석하는데 많은 어려움이 발생하게 된다. 그림 4는 HRTF를 계산하기 경계요소모델의 계산시간을 모델의 자유도에 따라서 그린



(a) 기존의 경계요소법



(b) 쾌속 다중극 경계요소법

그림 4 경계요소 모델의 계산시간

그림이다. 하드웨어의 빠른 발전으로 최대 해석 가능 주파수 또는 최대 자유도수는 점점 상한 값을 늘려가고 있지만 보통의 경계요소법을 사용하는 경우 그림 4(a)와 같은 경우 30000만 자유도가 넘으면 실제 해석을 수행하는데 무리가 있음을 볼 수 있다. 이를 극복하기 위한 방법으로 여러 가지 수치 알고리즘이나 해석방법이 제시되고 있는데 쾌속 다중극 방법(fast multipole method, FMM)에 기초한 경계요소법이 유력한 대안으로 떠오르고 있어 많이 연구되고 있다 (Gumerov 등의 2007년 논문 참조). 이 방법은 기하학적 형상을 계층구조로 나누고 경계요소법의 기본 해를 연속적으로 근사하는 방법으로 반복적인 솔버와 결합하는 경우 해석시간을 대형 문제에 있어서 $O(N)$ 으로 줄일 수 있다. 그림 4(b)

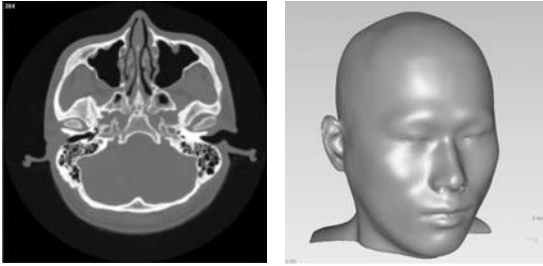


그림 5 두형에 대한 CT 촬영과 3D 형상 재구성(복셀크기는 $0.444 \times 0.444 \times 0.300 \text{ mm}^3$)

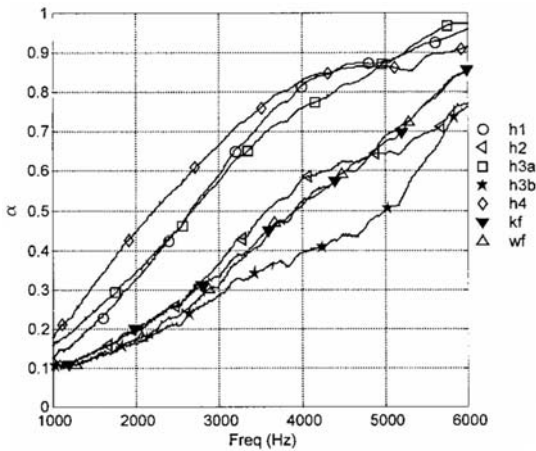


그림 6 머리카락의 흡음계수 측정(h1, h2, h3a, h3b, h4, Katz 등의 2000년 논문에서 참조)

에는 HRTF를 계산하는 FMM 경계요소법의 해석시간을 보여주고 있다.

3.2 외이의 모델링

외이는 귓바퀴와 이도 및 고막을 포함하는 영역이다. 외이는 소리를 모으고 특정주파수의 전달함수 이득 값에 영향을 미치며 이도는 관 형태의 소리전달 통로로 길이 방향으로의 공명현상을 이용하여 전달되는 2~3 kHz 대역의 소리를 증폭시킨다. 고막은 공기 중으로 전파된 소리를 진동으로 변환하여 증이로 전달하는 역할을 한다.

외이의 수치 모델링을 위해서는 귓바퀴의 기하학적 형상을 정확히 모델링 하는 것이 중요하다. 귓바퀴의 형상은 매우 복잡하고 요철이 많아서 인간의 실제 귓바퀴를 모델링 하기 위해서는 접

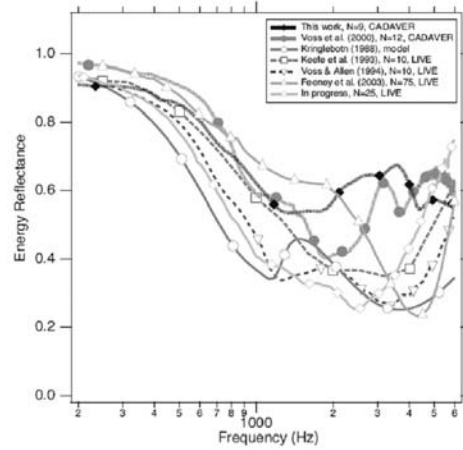


그림 7 고막의 에너지반사계수 측정값의 비교(Voss 등의 2008년 논문에서 참조)

촉식이나 레이저 등과 같은 삼차원 측정기는 사용할 수 없고 CT(computerized tomography)와 같은 의료장비를 이용하여 단층촬영을 수행하고 단층 데이터를 다시 삼차원 형상으로 재구성하는 작업이 필요하다. 그림 5에는 단층촬영과 3D-Doctor라는 소프트웨어를 이용하여 삼차원으로 재구성된 실험용 피실험자의 귓바퀴 및 두형 형상을 보여주고 있다.

기하학적 형상이 획득되면 일반적인 전 처리과정을 거쳐서 경계요소 모델을 구성할 수 있다. 소리전달함수를 계산하기 위해서는 경계조건의 부여가 필요한데 이는 크게 피부, 머리카락부분, 이도 내 고막부분으로 나눌 수 있다. 피부의 경우는 반사계수가 전 가청 주파수 범위에서 R0.97 정도로 일정한 것으로 알려져 있어 음향학적으로 거의 강체라고 볼 수 있으며 임피던스로 환산하여 일정한 값을 부여할 수 있다. 머리카락의 경우는 머리카락 층의 두께와 밀도에 따라서 흡음계수의 값이 변동되며 주파수에 따라 크게 변하는 특성을 갖고 있다. 그림 6에는 머리카락의 밀도를 변화시켜 가면서 측정한 흡음계수 값을 보여주고 있다. 고막의 경우는 이도 내의 음압에 크게 영향을 미치며 주파수에 따라서 크게 변하는 반사계수 값을 갖는다. 그림 7은 Voss 등의 2008

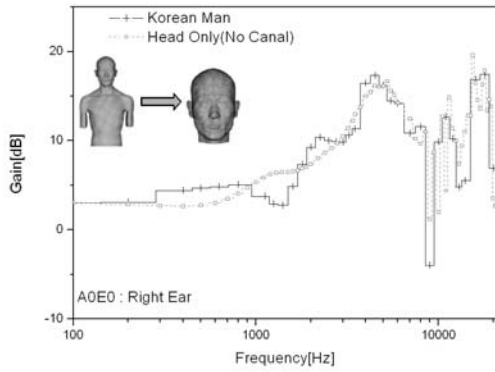


그림 8 HRTF에 미치는 몸통의 영향

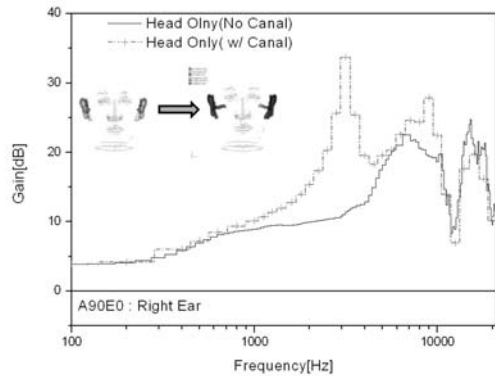
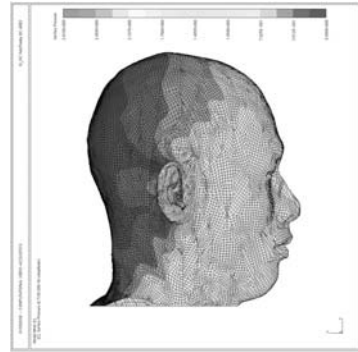
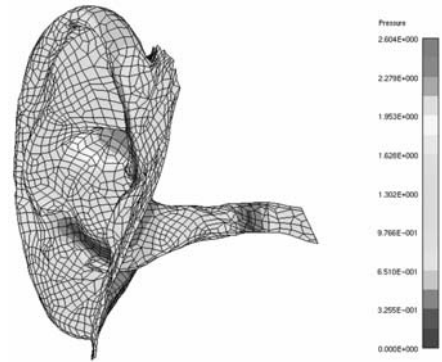


그림 9 이도입구와 고막에서의 음압비교



(a) 7100 Hz에서의 음압분포



(b) 7100 Hz에서 이도 주위의 음압분포

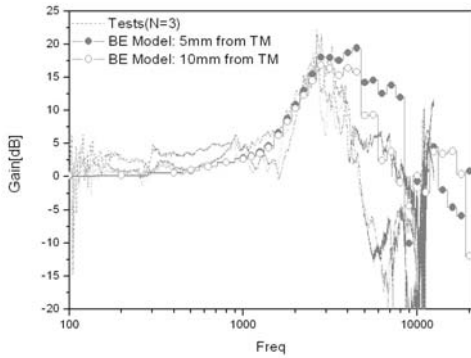
그림 10 한국인 남자에 대한 경계요소해석 결과

년 논문에서 참조한 측정된 고막의 임피던스 값을 보여주고 있다. 고막의 임피던스 값은 개인간의 차이가 있지만 저주파에서 높은 반사계수 값을 갖고 주파수에 따라서 점점 감소하다가 약 4 kHz의 주파수에서 반사계수가 가장 낮은 특성을 보이고 이후에 다시 높아지는 특성을 일반적으로 보이고 있다. 그러나 그림 7에서 보듯이 개인간의 차이가 커서 개별 소리전달함수 모델을 만드는 데 어려움을 주고 있다. 이러한 개인간의 차이는 실험시의 측정위치에 따른 측정오차는 물론 이도의 단면적 변화를 고려하는 등의 계산방법의 차이에서도 기인하나, 가장 큰 원인은 중이강의 크기가 개인간의 편차가 크기 때문인 것이 알려져 있다.

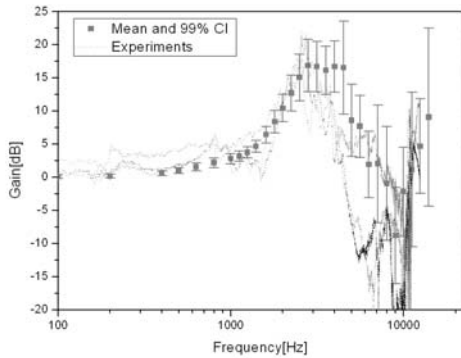
외이를 포함하는 두형에 대한 경계요소해석 모델을 이용하면 사람의 소리전달과정에 영향을

미치는 다양한 인자에 대한 해석을 수행할 수 있다. 예를 들어 머리카락의 영향이 양이의 응답차이에 얼마나 영향을 미치는지를 파악할 수 있다. 그림 8에 HRTF에 몸통이 미치는 영향을 해석한 예를 그렸다. 몸통의 효과는 음원이 위치한 방위각에 따라 다르게 나타나며 수치모델을 이용하면 이러한 효과를 정량적으로 파악할 수 있다. 그림 9를 보면 3 kHz 근방에서 이도의 길이방향으로 공명이 발생하는 이도의 효과를 명확하게 볼 수 있다. 그림 10에는 한국인 남자 모델의 머리에서의 음압분포와 이도 내에서의 음압분포의 계산 예를 그렸다.

이도 내에서의 응답은 고주파 영역에서는 이도 길이방향으로 생성되는 정현파의 영향으로 변동의 정도가 심해지며 실험에 의한 측정 시에도 마이크론의 위치와 여러 실험조건에 따라 결



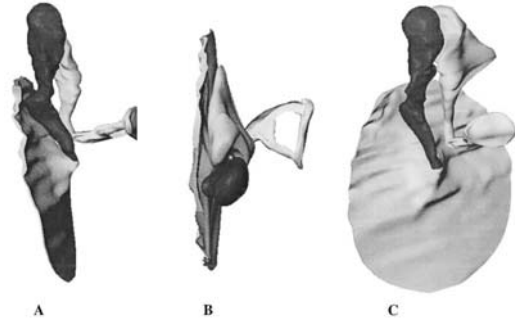
(a) 시험과 수치모델의 변동성



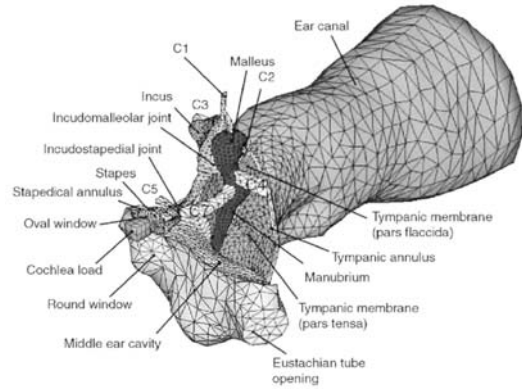
(b) 통계적방법에 의한 변동성 평가결과

그림 11 이도 음압에 대한 경계요소 모델의 통계적 검증

과의 변동폭이 매우 커지게 된다. 이러한 변동의 원인은 그림 10에서 보는 바와 같이 길이 방향으로 음압의 변화가 심하기 때문이다. 그림 11(a)에는 이도 내에서의 음압 응답에 대하여 실험을 반복한 결과와 수치모델의 계산결과를 비교한 그림이다. 수치모델을 이용한 결과는 고막에서 각각 0, 5, 10 mm 떨어진 이도 내의 한 점에 대한 주파수응답함수이다. 그림에서 보듯이 실험의 변동폭도 크고 응답 점의 선정에 따른 변화도 크다는 것을 알 수 있다. 이런 경우 수치 모델의 검증에는 실험 결과의 변동성과 수치모델의 변동성을 모두 고려하는 방법을 사용해야 하며 통계적인 방법의 도입이 매우 유용하다. 그림 11(b)에는 통계적인 방법을 이용하여 인간 두형 모델의 변동성을 추정할 예를 보이고 있다. 수치모델의 경우 고려할 수 있는 변동성은 머리카락, 피부, 고



(a)



(b)

그림 12 (a) 중이의 삼차원형상 재구성(Gan 등의 2002년 논문 참조) (b) 중이에 대한 유한요소해석 모델의 예(Gon 등의 2006년 논문 참조)

막의 임피던스 값과 같은 불확실한 물성 값의 변동성과 응답점의 위치, 두형의 자세, 기준점의 위치 등과 같은 기하학적인 불확실성으로 크게 나눌 수 있다. 통계적 방법을 이용하면 각각의 요인이 소리의 전달함수의 변동성에 미치는 기여도를 추정할 수 있다. 하지만 인체의 소리전달 모델의 경우 다양한 형태의 불확실성이 존재하고 실험오차나 편차의 폭도 다양하기 때문에 이러한 제한된 조건하에서 모델의 검증을 수행하기 위한 체계적인 방법의 개발이 필요한 상태이다.

4. 중이 및 내이의 모델링

중이는 수 밀리미터 이내의 아주 작은 조직으로 삼차원 형태의 이소골들과 인대 및 힘줄로 이루어진 아주 복잡한 모양이다. 내이는 유체에 의

한 진동으로부터 막 및 유모세포의 진동이 복잡하게 얽혀있는 비선형 기관이다. 중이 및 내이의 대한 소리 전달 모델은 매우 많고 다양해서 필자가 모두 다루기에는 한계가 있으므로 유한요소법과 같은 수치적인 방법에 의한 모델만을 간단히 소개한다.

중이 및 내이의 수치 모델링을 위해서는 우선 기하학적 형상의 획득이 필요하며 마이크로 CT나 고성능의 MRI를 이용하여 삼차원 모델링을 진행하는 방법들이 제시되고 있다. 기하학적 형상의 샘플은 조직이 매우 작기 때문에 살아 있는 개별 인체의 정확한 기하학적 형상을 얻기는 거의 불가능하며 주로 사체에서 추출된 조직을 촬영하여 형상 데이터를 얻고 있다. 그림 12(a)는 고막을 포함하는 중이의 삼차원 형상 획득의 예를 보여주고 있고, 그림 12(b)는 이도와 중이를 포함하는 연성모델의 예를 보여주고 있다. 내이의 모델은 모델의 목적에 맞게 유모세포나 기저막, 코르티 기관 등 부분만을 모델링 한 경우가 대부분이지만 최근에는 중이부터 와우까지의 소리전달 유한요소 모델이 개발된 예도 있다. 이러한 모델들은 대부분 비슷한 조건에서의 실험데이터와 유사한 응답을 보이고 있는데 이는 수치 모델의 정확한 물성값이 뒷받침 되어야 가능하다. 중이 및 내이의 구성조직에 대한 물성 값이나 모델은 대표적인 값들이 알려져 있고 후속 연구로 데이터가 축적되어 가는 과정이지만 이 값들의 범위나 통계값 들은 많은 연구가 필요한 상태이다. 이를 통해서 중이 및 내이의 기능에 대한 모델 검증작업이 더욱 엄밀해지면 수치 모델을 활용한

인지과정의 이해나 소리 전달특성의 변화원인, 청각손상의 메커니즘 파악 등에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

5. 맺음말

소음원에서부터 인간이 인지하기까지의 소리의 전달과정에 대한 수치모델은 의학적 목적뿐만 아니라 공학적인 목적으로 넓은 응용범위를 가지고 있다. 보청기와 같은 청각 보조기구의 설계에 필요한 고막에서의 응답특성을 유추하고 최적의 이득값을 계산할 수 있어 유아 등과 같이 개별응답의 편차가 큰 경우에도 유용하게 쓰일 수 있다. 또한 음향기구나 가상현실 시스템에서 삼차원의 음장을 구현하기 위하여 필요한 개별 전달특성을 파악할 수 있는 유용한 수단이다. 의학분야에서 중이의 기능이 마비된 경우 대체적인 외과적 수술을 시술할 경우 이러한 수치 모델은 중이의 성능을 검증할 수 있는 유용한 수단으로 사용되며, 인공와우(cochlear implant) 등과 같이 외이로부터 내이까지의 직접적인 전달함수가 필요한 의료기기의 필수정보를 제공할 수 있는 등 그 쓰임새는 점점 더 늘어날 것으로 판단된다.

인간의 소리전달함수에 대한 수치모델은 기본적인 부분의 모델의 발전과 함께 전달경로의 대부분을 포함하는 통합적인 모델의 개발이 가능하게 되었으며 수치적인 모델의 검증에 필요한 많은 시험 데이터와 통계적 이론에 기반한 모델 검증 방법을 바탕으로 의료기기 및 음향기기에 필수적인 도구로 자리 잡아가고 있다. **KSNVE**