

인체 중이 임플란트 개발에 관한 연구

유승현*, 김학균**, 김종범***, 송준호****, 오대진*****

A Study on the Development of a Human Middle Ear Implant

Seung-Hyun Yoo*, Hak-Kyun Kim**, Jong-Bum Kim***, Joon-Ho Song**** and Dae-Jin Oh*****

ABSTRACT

This paper describes the design of the ossicular replacement prosthesis for the people who have problem of hearing because of middle ear disease. Also the simulation results of the designed product for verification by finite element analysis software (ABAQUS) are presented. New model is applied to middle ear FE analysis which was generated in previous study. The full replacements of ossicular prosthesis for ossicles (malleus, incus and stapes) are made of Hydroxyapatite and Titanium. Although other existing prosthesis models consider only sound amplification effect, current type has damper system which is operating on the audible frequencies. High frequency sound transmitted to inner ear can be reduced and the prosthesis and inner ear can be prevented from damage.

Key words : Middle Ear, Finite Element Method, Ossicular Replacement Prosthesis, TRIZ

1. 서 론

사람은 오감을 통하여 외부 상황을 인식하게 된다. 그 중 청각은 서로간의 의사소통에 있어 기본이 되는 매우 중요한 감각 기관 중의 하나이다. 청각에 이상이 생겨 소리를 듣지 못하는 환자들의 고통과 불편함은 이루 말할 수 없이 크다. 중이 질환으로 인해 이소골(ossicle bones)이 결손 되어 듣지 못하는 환자들을 위해 많은 연구자들이 인공 중이에 대해 연구하고 있다. 많은 환자들이 주로 사용하고 있는 보청기는 크기도 클 뿐만 아니라 실제 중이를 통해 듣는 소리와 달라 오랜 훈련과정을 거쳐야만 하기 때문에 많은 불편함과 외부로 드러나 있어서 미관상 거부감을 준다.

현재 사용되고 있는 많은 인공 중이 제품들이 100% 수입에 의존하고 있으며, 가격 또한 수술비의 배가 넘는 고기이어서 많은 환자들이 수술을 꺼리고

있다. 그러므로 저렴한 가격의 국산 제품의 개발이 절실한 실정이다. 중이 임플란트(implant)는 크게 두 가지로 나눌 수 있다.

TORP(Total Ossicular Replacement Prosthesis)는 고막에서부터 등골판(stapes footplate)까지의 전체를 제진하는 것을 말하며, PORP(Partial Ossicular Replacement Prosthesis)는 이소골의 일부분을 제진하기 위한 임플란트이다. 본 연구에서는 이소골 전체를 재건하기 위한 TORP를 다루었다. 현재 사용되고 있는 인공 중이는 각기 다른 형상과 재료로 이루어져 있어 그 성능 역시 다양하다. 그러나 인체에 대한 실험은 많은 제약을 받기 때문에 그 효과를 검증하기 위한 실험이 매우 어려운 실정이다. 그렇기 때문에 유한요소법(Finite Element Method)을 이용한 인체 각 부위에 대한 가상 실험은 생체 역학 분야에서 아주 유용한 방법으로 쓰이고 있다^[1]. 컴퓨터의 발전과 시뮬레이션 기술의 발전으로 그 결과의 신뢰성 역시 높아지고 있다. 새로 설계한 인공 중이의 성능을 평가하기 위해서는 중이에 대한 유한요소 모델이 먼저 완성되어야 한다. 본 연구에서는 임플란트 삽입시의 결과를 신뢰할 수 있는 정밀한 중이 유한요소 모델을 생성 하여 소리의 전달 과정을 시뮬레이션 하였다. 그 결과와 모델을 이용하여 인공 중이를 삽입한 모델의 결과를 비교하

*교신저자, 종신회원, 아주대학교 기계공학부

**비회원, 한국타이어 중앙연구소

***비회원, GM대우 기술연구소

****비회원, 자트코코리아 엔지니어링 기술연구소

*****학생회원, 아주대학교 대학원 기계공학과

- 논문투고일: 2006. 05. 11

- 논문수정일: 2008. 12. 24

- 심사완료일: 2008. 12. 26

여 그 성능을 검증하고자 한다. Fig. 1은 귀의 해부 구조를 나타낸다. 귀는 크게 외이, 중이, 내이의 3 부위로 나눌 수 있다.

그 중 중이의 이소골은 사람의 뼈 중 가장 작은 것으로 추골(malleus), 침골(incus), 등골(stapes)의 3개로 이루어져 있다. Koike, Ferris 등의 선행 연구자들이 인체 중이에 대해 유한요소법을 통해 실제 중이의 거동과 유사한 모델을 만들어 가는 연구를 하고 있다^{2,3}. 그러나 이전의 모델들은 실제 형상을 간략화 하여 표현하였기 때문에 보다 실제에 가까운 형상을 가진 모델을 만들 필요가 있다. 본 모델은 Micro CT 데이터를 기본으로 제작되어 기존의 모델에 비해 정밀도를 혁신적으로 높일 수 있었다.

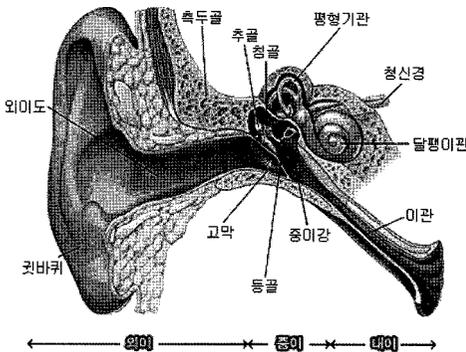


Fig. 1. 귀의 구조¹⁾.

2. 연구재료 및 방법

2.1 귀의 생리

소리는 복잡한 과정을 거쳐 전달된다. 그 중 중이는 공기 중의 음파를 내이액으로 전도시키기 위해서 필요한 기관이다. 그런데 음파는 음향 특성이 다른 매체에서는 그대로 전도되지 않고 대부분 반사되게 된다. 이 물리적 특성을 음향 저항이라 하며, 음향 저항은 매체의 밀도와 탄성에 관계된다.

중이변압작용(中耳變壓作用)의 기전에 대해서, 고막과 이소골 연쇄의 lever action 및 고막과 등골체의 면적 차에 의한 수력학적 작용 등을 말하고 있다. 이소골 연쇄의 lever action은 단순히 추골병의 길이와 침골 장가의 길이의 비로, 사람에게 있어서는 1.3대 1이 된다고 하며 난원창에서의 음압의 증가는 1.3배가 된다고 한다.

고막의 유효면적은 변압작용에 관여하며 55 mm²라 한다. 이 유효면적의 등골판의 평균면적 3.2 mm²에 대한 수력학적 비율(hydraulic ratio)은 17대 1이 된

다. 그래서, 사람에게 있어서 고막면과 등골판 사이의 수력학적 비율 및 이소골 연쇄의 lever action에 의한 총압 증가는 약 22배(17×1.3)가 된다고 한다. 이것은 청력의 약 60-40 dB의 증강 효과를 나타나게 되는 것이다. 이와 같이, 고막은 음압의 등골판으로의 전도를 도우며, 그 밖의 음압이 직접 정원창으로 전달되는 것을 막는 음과 방어작용을 함으로써 난원창과 정원창 사이에 역위상(phase difference)을 유지하며 와우 내에서의 림프 전도효과를 돕고 있다.

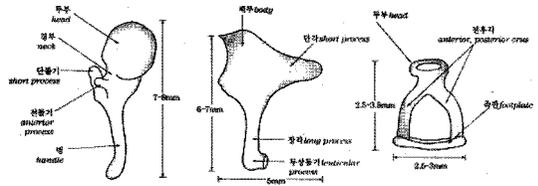


Fig. 2. 사람 이소골의 세부 구조.

이러한 소리의 전달 과정을 요약하면 다음과 같다.

- 1) 귓바퀴에 의해서 모아진 소리는 외이도를 통해서 고막에 도달한다.
- 2) 소리가 고막을 진동시키면 중이 내의 이소골(3개의 작은 뼈: 추골, 침골, 등골)이 움직이게 된다.
- 3) 이소골의 움직임은 달팽이관 내의 림프액을 움직이게 한다.
- 4) 림프액이 움직이게 되면 달팽이관 내의 작은 모세포에서 전류가 발생하여 청신경을 자극하게 되고 이때 생긴 신호가 뇌에 전달되어 소리를 인식하게 된다.

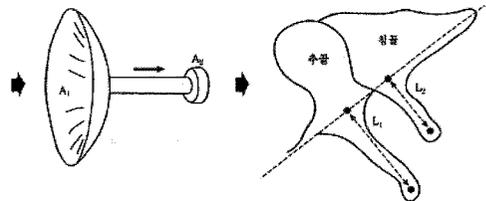


Fig. 3. 사람 이소골의 음압증강 작용 설명도.

2.2 중이 유한요소 모델

실제 중이의 형상을 얻기 위해 아주대학교 병원에서 Micro-CT 촬영을 실시하여 형상 정보를 얻었다. Micro-CT(Skyscan-1072, Belgium) 영상은 시신의 중이를 촬영하여 추골(malleus), 침골(incus), 등골(stapes)에 대해 얻었다. 픽셀의 크기는 21.3 μm×21.3 μm이고 각 슬라이드 간격은 80 μm로 각 뼈에 대해 480~942장의 영상을 얻었다. 이 2차원 영상들을

CT-AnalyzerTM와 AntTM(Skyscan, Belgium) software를 이용하여 3차원 영상으로 쌓아 올렸다. 나머지 부분 (soft tissue)에 대해서는 참고분헌에 제시된 정보를 따랐다^[5].

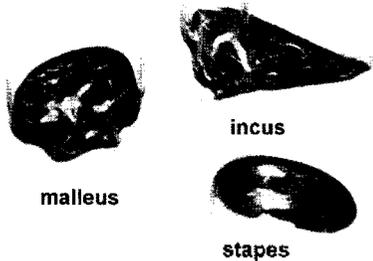


Fig. 4. Micro-CT로 촬영한 중이의 단면 영상.

Micro-CT 영상을 이용하여 각 슬라이드에 대해 외곽선을 만들고 그 외곽선을 높이 방향으로 쌓아 올려 3차원 형상의 IGES 파일로 만들었다. 이 파일을 Altair사의 HyperMesh(Ver. 7.0)를 이용하여 표면을 만들고, 요소(element)를 나누어 유한요소모델을 만들었으며 해석은 범용유한요소 패키지인 ABAQUS (Ver6.4)를 이용하여 수행하였다. 이소골에 연결되어 있는 근육들과 건(tendon)들은 truss (T3D2) 요소를 사용하였다. Table 1은 모델에 사용된 요소(element)의 종류와 개수 그리고 절점(node)의 개수를 나타내고 있다. 요소의 크기는 형상을 최대한 왜곡되지 않게 나타낼 수 있는 범위의 크기로 임의로 나누었다.

통상적으로 진동해석 시 요소의 크기는 결과를 보고자 하는 최대 주파수의 한 파장의 길이가 요소 6개의 길이 이상이 만족되어야 하며 식 (1)과 같이 정의할 수 있다.

Table 1. 중이 모델에 사용된 요소의 종류와 수

Parts	Element Type (ABAQUS ^[11])	Number of Elements	Number of Nodes
Malleus	C3D8	2805	3763
Incus	C3D8	5745	7326
Stapes	C3D8	7136	9602
External ear	S4	1946	2000
Membrane	S4	1750	1793
Air	AC3D8	11863	14952
Ligaments and tendons	T3D2	60	84
Cochlea	Dashpot1	11	11

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad (v = \text{선평의 속도}, f = \text{주파수}) \quad (1)$$

$$\lambda \geq \text{요소모서리의 길이} \times 6$$

이 연구에 사용된 모델은 뼈의 크기들이 매우 작아서 형상을 왜곡 시키지 않기 위해 가장 기분이 되는 크기보다 작은 크기로 나누었다.

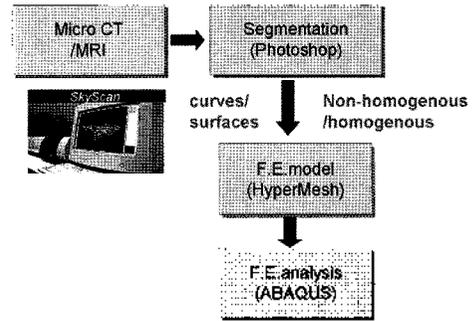


Fig. 5. 모델 제작 및 해석 순서.

본 모델의 제작 과정 및 해석 과정은 Fig. 5로 도식화 하였고 아래와 같은 과정을 거쳐 실제 사람 중이에 대한 정밀한 유한 요소 모델을 Fig. 7, 8과 같은 모델을 만들 수 있었다.

Fig. 6은 해석을 하기 위한 경계조건과 하중 조건을 나타낸 그림이다. 하중은 외이도가 시작되는 부위의 공기 요소에 80 dB SPL(Sound Pressure Level)을 주었고 입력 주파수의 범위는 사람의 가청 주파수 영역 20~20000 Hz 중에서 100~10000 Hz까지의 진동 해석을 수행 하였다. 등골 끝 부위와 외우골의 접촉 부위를 표현하기 위해 감쇄 요소를 사용하여 감쇄계수(Dc=8.91E-1Ns/m)를 주어 경계 조건을 주었으며 고막(membrane)의 가장자리 부분에는 스프링요소를 이용하여 고정시켰다.

정상적인 청력을 가진 건강한 사람이 들을 수 있는 가장 작은 소리의 압력 변화는 20×10^{-6} Pa이다. 이러한 압력 변화는 대기압에 비해서 약 50억분의 1에 해당하는 극히 작은 값이지만, 인간의 고막은 이를 인식하는 능력을 가지고 있다. 이를 최소 가청 압력이라 하며, 소리의 크기를 나타내는 dB 단위의 기준이 된다. 또한 인간이 들을 수 있는 가장 큰 소리의 압력 변화는 60 Pa이므로, 최소 가청 압력에 비해서 백만 배 이상의 크기를 가진다. 이렇게 압력 단위인 Pa을 사용할 경우 매우 큰 영역의 입력을 취급해야 하기 때문에 많은 불편이 야기될 수 있다. 이러한 불편을 해소하기 위해 dB 단위를 사용하게 된다. dB 단위는 음의 압력을 나타내는 절대 단위가 아닌 비교값이며, 기준값과

측정 대상값과의 대수 비고를 뜻한다. 음압 레벨을 나타내는 dB는 식 (2)로 정의된다.

$$dB SPL = 20 \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_{ref}} \right)$$

$$80dB SPL = 20 \log_{10} \left(\frac{P_s}{20 \times 10^{-6} Pa} \right)$$

$$\therefore P_s = 20 \times 10^{-6} Pa \quad (2)$$

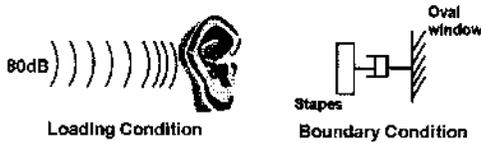


Fig. 6. 경계 조건과 하중조건.

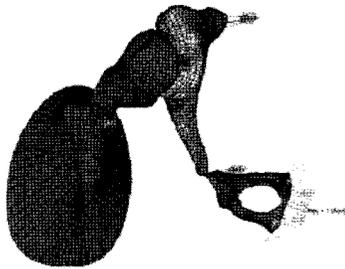


Fig. 7. 고막을 포함한 이소골의 유한요소 모델.



Fig. 8. 외이도를 포함한 중이의 유한요소 모델.

또한 해석 과정에서 빼놓을 수 없는 중요한 것은 해석하고자 하는 대상에 대한 정확한 불성값이다.

Table 2는 중이의 유한요소 해석에 사용된 물성값을 나타내고 있다. 이 값들은 선행 연구자들이 시험을 통하여 얻은 데이터를 이용하였다^[6,7].

2.3 트리즈를 활용한 이소골 대체품의 설계

2.3.1 문제 정의 및 원인 분석

새로 설계하고자 하는 TORP를 설계하는데 문제가 되는 것은 작은 소리를 증폭해서 내이로 전달해주는 기능과 큰소리를 감쇄해 내이를 보호해 주는 기능을 구현하고자 하는데 있다. 이러한 증폭과 감쇄라는 두 가지 상반되는 기능을 소리의 크기에 따라 다르게 작

Table 2. 중이 해석에 사용된 각 부위의 물성값

	Young's modulus(N/m ²)	
Membrane	3.34E+7	
Anterior malleal ligament	2.1E+7	
Posterior incudal ligament	6.5E+5	
Tensor tympanic muscle	2.6E+6	
Stapedial annular ligament	4.9E+5	
Stapedial muscle	5.2E+5	
Incudostapedial joint	6.0E+6	
Ossicles	1.2E+10	
	Density(kg/m ³)	
Tympanic membrane	1.2E+3	
Ossicles	6.2E+3	
Ligaments and tendons	2.5E+3	
Air	1.18E+3	
	Bulk modulus(N/m ²)	
Air	1.36E+5	
	Damping parameters	
	α (s-1)	β (s)
Tympanic membrane		3.7E-5
Anterior malleal ligament	0.0	1.86E-5
Posterior incudal ligament	0.0	1.86E-5
Incudostapedial joint	0.0	5.0E-4
Other	0.0	3.72E-4
Cochlea	De(Ns/m)	8.91E-1
	Poisson's ratio	
All	0.3	

용하도록 하는 것이 개념설계 과정에 있어서 가장 중요한 핵심이라고 할 수 있다^[8,9]. 이러한 문제점을 해결하기 위해 트리즈 방법을 사용하였다. 먼저 문제 상황을 정의하였다.

시스템 이류	인공 중이 (Total Ossicular Replacement Prosthesis)
시스템의 유용한 주기능	중이는 소리를 고막으로부터 전달 받아 내이로 전달한다.
설계 개념에 대한 제한점	시스템의 크기가 매우 작다. (8 mm) 가격이 저렴해야 한다. 내이를 보호하기 위하여 중이가 큰 소리를 줄여서 전달해야 한다.

2.3.2 문제 분석 및 해결

다음은 트리즈의 이론에 따라 기술적 모순을 정의한 순서이다.

- 1) 기술적 모순을 기술한다. 전달효율을 높이기 위하여 면적비를 높이면, 큰 소리에서 내이가 손상을 입는다.
- 2) 개선되어야 할 특성을 정의한다. 소리의 전달효율

3) 개선되어야 할 특성을 39가지 특성 중에서 적절한 것을 선택한다.

10. 힘, 11. 장력/압력

4) 선택한 특성을 개선하기 위한 기술을 정의한다. 면적비를 크게 한다.

5) 개선하기 위해 변화를 줄 때 악화되는 특성을 정의한다.

내이가 손상을 입는다.

6) 39가지 특성 중에서 악화되는 것을 선택한다.

13. 불체의 안정성

기술적 모순에 의한 해결방법으로 적당한 해를 찾지 못했다. 이러한 경우에는 물리적 모순을 이용하여 문제 해결을 시도하여야 한다.

정의: 중이는 잘 듣게 하기 위해서는 소리를 키워줘야 하지만 귀를 보호하기 위해 줄여줘야 한다.

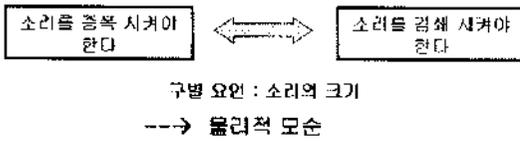


Fig. 9. 중이의 물리적 모순에 따른 기술.

물리적 모순은 하나의 존재 상태가 반대 상태와 함께 하는 상호 배타적인 요구조건으로, 이것은 기능, 성능 혹은 성분과 관련이 있다. 이러한 모순은 요구 조건을 분리함으로써 해결할 수 있다.

분리의 원리는 4가지가 있는데 그것은 다음과 같다.

- 1) 공간에 의한 분리
- 2) 시간에 의한 분리
- 3) 부분과 전체에 의한 분리
- 4) 조건에 의한 분리

기술적 모순을 물리적 모순으로 바꾸는 일반적 과정은 바람직한 결과와 바람직하지 못한 결과를 식별하는 것이다. 본 연구에서의 소리의 증폭과 감쇄를 결정하는 요인은 '소리의 크기'이므로, 소리의 크기라는 조건에 의한 분리를 적용하였다. 각 기능에 따른 이용 원리는 Goldfire software를 활용하여 찾아내었다^[11].

기능	이용 원리
증폭	면적비를 이용한 증폭효과
감쇄	Damper를 이용한 소리 감쇄 효과

TRIZ software인 Goldfire의 IMC scientific effects를 이용하여 새로 사용할 damper를 선정하였다. Fig.

10은 이러한 감쇄기의 기능을 설명하고 있다. 이 감쇄기는 PORCHE사에서 1995년도에 특허를 내어 실제 자동차에 적용되고 있는 것으로, 기존의 Hydraulic damper는 저주파수의 진동을 흡수하는데 효과적이고 고주파수의 진동과 진폭을 흡수하는데에는 비효율적이었으나 이 damper는 고주파수의 진동을 흡수하고, 진폭을 줄이는데 효과적이다^[11].

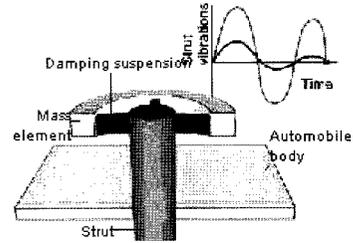


Fig. 10. 새로운 TORP에 사용될 감쇄기의 작동 원리.

Fig. 11은 시스템의 원리를 설명하고 있다. 물리적 모순을 가진 시스템이 입력 조건에 따라 반응하기 위해서는 소리의 크기라는 요인을 선별할 수 있어야 한다. 이것은 감쇄기의 작동 범위를 감쇄완충장치(damping suspension)의 탄성계수 값에 따라 결정할 수 있다는 점을 이용하였다.

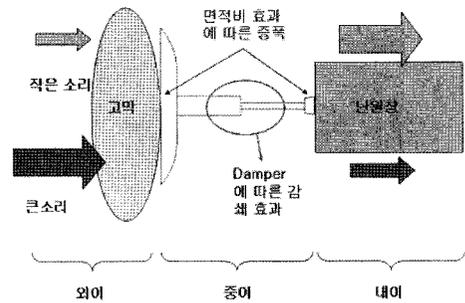


Fig. 11. 시스템의 원리.

TORP의 전체 길이는 8 mm, head diameter는 2.2 × 3.0 mm 중간의 축지름은 0.4 mm로 설계하였다.

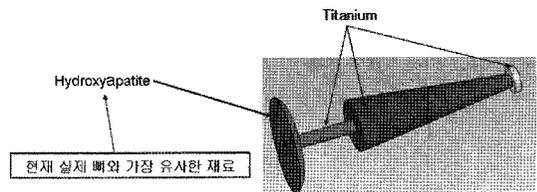


Fig. 12. 시스템의 형상과 재질.

2.4 이소골 대체품에 대한 유한요소해석

이소골 대체품의 유한 요소 해석은 앞에서 수행한 중이의 소리 전달 특성을 해석한 것과 동일한 방법으로 행하였다. 중이 유한 요소모델에 이소골 이후의 부분을 제거한 후 새로 디자인한 TORP를 추가하여 해석 모델을 만들었다.

유한요소 모델의 정보는 Table 3과 같다.

Table 3. TORP 유한요소 모델의 요소의 종류와 수

Parts	Element type (ABAQUS)	Number of nodes	Number of elements
Head	C3D8	685	208
Body	C3D8	520	500
Strut	C3D8	3105	2728
Stapes	C3D8	10594	3065
External ear	S4	2845	1474
Membrane	C3D8	6576	4870
Air	AC3D8	14952	11863
Ligaments	T3D2	60	84
Tendons	C3D8	40	20
Cochlea	Dashpot1	1	2

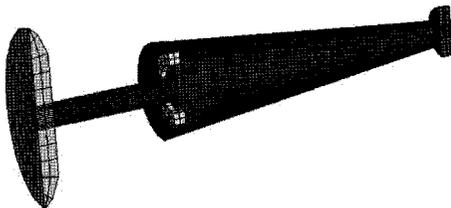


Fig. 13. TORP의 유한요소모델의 단면도.

Table 4. TORP 유한요소 모델의 해석에 사용된 각부위의 물성값

	Young's modulus(N/m ²)
Titanium	7.5E+10
Hydroxyapatite	1.3E+10
Silicon	6.5E+5
Cartilage	1.0E+6
	Density(kg/m ³)
Titanium	6.45E+3
Hydroxyapatite	3.219E+3
Silicon	1.33E+3
Cartilage	2.5
	Poisson's ratio
Titanium	0.3
Hydroxyapatite	0.278
Silicon	0.328
Cartilage	0.3

Table 4는 TORP에 적용된 재료의 물성을 나타낸 표이다. 대부분의 재질은 titanium을 사용했다. 고막에 닿는 부분은 hydroxyapatite라는 재료를 사용하였다. 이 재료는 현재까지 만들어진 고분자 화합물 중에 사람의 실제 뼈와 가장 유사한 재료이다. 또한 감쇠 작용을 위해 만들어놓은 질량과 축이 연결되는 부위에 는 인체에 사용 가능한 실리콘을 재료로 사용하였다.



Fig. 14. TORP가 삽입된 유한요소모델.

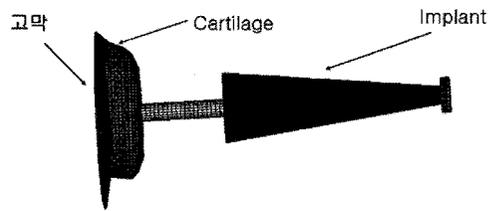


Fig. 15. 고막에 연결된 TORP의 유한요소모델.

3. 연구결과

지금까지 인공중이를 설계하고 그 성능을 검증하기 위해 실제 중이에 대한 유한요소 모델을 만들고 그것에 설계한 인공중이를 적용하여 해석을 수행하였으며 기존의 인공중이 제품의 성능을 비교하였다. 본 연구에서 만든 중이의 유한 요소 모델은 기존 모델과 비교해서 보다 실물과 유사한 형상을 가지고 있다. 기존 연구자들의 결과와 비교해서 기동이 실제 중이에 가까운 양상을 보이고 있어 TORP 이식후의 거동을 시뮬레이션 하는데 문제가 없다고 판단된다. 또한 기존의 인공중이들은 실제 중이가 가지는 압력이 낮은 소리에 대한 증폭 기능은 해주고 있지만 큰 압력에 대한 소리를 감쇄해주는 기능은 가지고 있지 못하다. 이번에 새로이 설계된 인공중이는 증폭뿐만 아니라 감쇄 기능까지 가지고 있어 기존의 제품보다 한 차원 발전된 제품이라 할 수 있다.

Fig. 16과 Fig. 17은 중이 유한요소 모델을 실행 연구자들의 결과와 비교한 그래프이다. 고막의 변위는 저주파 영역에서 기존 연구자들에 비해 작은 경향을 보이고 있으나 주파수 영역에 따른 변위의 양상은 실제 고막이 가지는 변위의 특성을 반영하고 있다고 할 수 있다. 또한 등골의 변위는 기존 모델과 큰 차이는

없으나 10000 Hz 영역 부근에서는 변위 폭이 커지는 양상을 보이고 있다.

Fig. 18과 Fig. 19는 기존 제품과의 결과를 비교하고 있는 그래프이다. Kurz사 제품과 Xomed사 제품을 비교한 그래프이다. Xomed사의 제품은 전체적인 영역에서 Kurz사의 제품과 본 연구에서 디자인한 제품에 비해 낮은 변위를 보이고 있어 소리의 전달 효율이 떨어진다고 판단된다.

Fig. 20과 Fig. 21은 80 dB과 130 dB의 조건에서 감쇄기의 성능을 비교한 그래프이다. 감쇄기를 제거한 상태와 제거하지 않은 상태에서의 결과를 보면 80 dB에서는 큰 변위 차이를 보이지 않는데 반해 130 dB에서는 감쇄기의 작동으로 인해 변위가 많이 감소한 것을 볼 수 있다. 이것은 130 dB 이상의 큰 소리에서는 감쇄기의 작동으로 내이로 전달되는 소리를 줄여 귀를 보호할 수 있는 작동을 하고 있다고 판단할 수 있다.

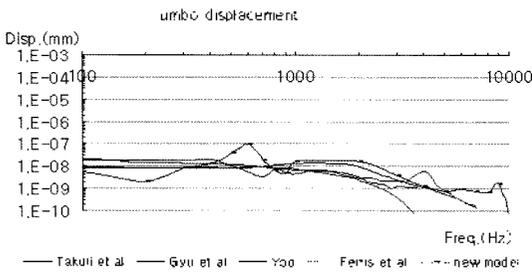


Fig. 16. 중이 유한요소 모델(교막)의 변위 비교.

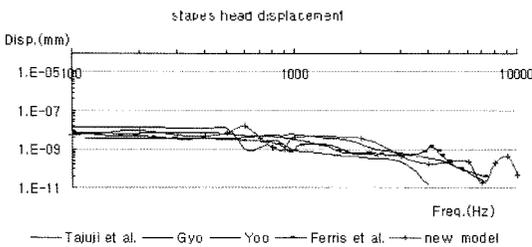


Fig. 17. 중이 유한요소 모델(등골)의 변위 비교.

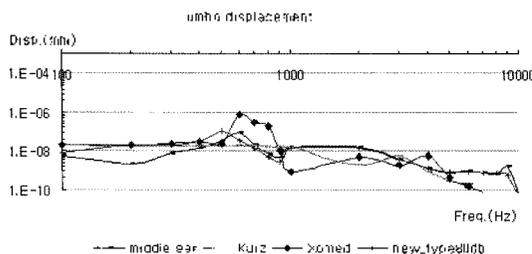


Fig. 18. 기존 제품과 새로운 TORP와의 변위 비교(교막).

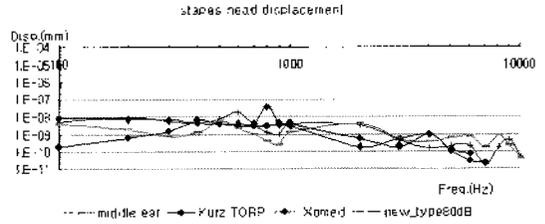


Fig. 19. 기존 제품과 새로운 TORP와의 변위 비교(등골).

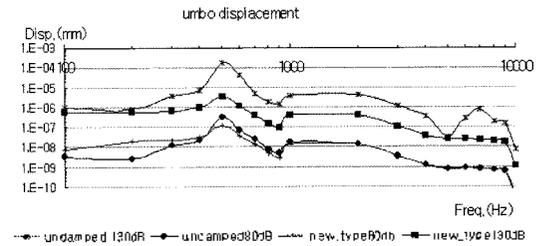


Fig. 20. 80 dB과 130 dB에서의 변위 비교(교막).

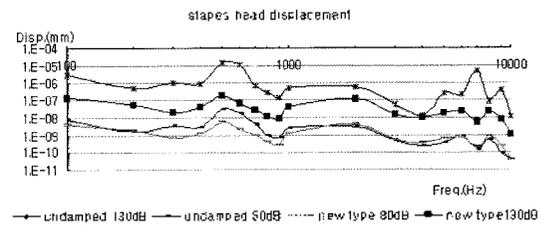


Fig. 21. 80 dB과 130 dB에서의 변위 비교(등골).

4. 결 론

중이의 손실로 인해 청력을 잃은 환자들에게 시술 될 새로운 형태의 인공 중이를 설계하였다. 이 인공중이는 전자장치가 매체된 구조적인 설계만으로 사람이 받아들이기 어려운 큰 입력의 소리를 감쇄시켜 내이로 전달하는 기능을 가지고 있다.

이러한 설계를 하기 위해 두 가지 방법을 설계과정에 도입하였다. 그 첫 번째는 개념 설계과정에서 트리즈를 이용하여 인공중이의 시스템을 정의하고 구성하였다. 실제 중이가 외부 소리의 전달에 선택적으로 증폭과 감쇄를 해주는 기능을 인공 중이에 적용하기 위해 기술적 모순을 정의하고 모순 행렬을 사용해 분해 해결책을 찾았다. 두 번째로 유한요소법을 이용하여 설계결과를 예측하여 그 신뢰성을 확보하였다. 실제 중이에 대하여 Micro-CT를 이용하여 촬영한 형상을 바탕으로 유한요소 모델을 만들고 실제 중이 거동을 시뮬레이션 한 후 이것을 이용하여 설계된 이소골을 대체하여 유한요소해석을 수행하였다.

앞으로 더해져야 할 연구로는 본 연구에서 설계한

인공 중이뼈 실제 임상에 사용하기 전에 실험을 통해서 성능에 대한 신뢰성을 검증하는 연구가 더해져야 할 것이다.

참고문헌

1. Yoo, S. H., Park, K. H., Moon, S. K., Kim, W. S. and Bae, J. H., "Evaluation of Dynamic Behavior of the Human Middle Ear with Nonhomogeneity by Finite Element Method", *Key Engineering Materials*. Vol. 270-273, pp. 2067-2072, 2004.
2. Koike, T. and Wada, H., "Modeling of the Human Middle Ear using the Finite Element Method", *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 111, pp. 1306-1317, 2002.
3. Ferris, P. and Prendergast, P. J., "Middle-ear Dynamics Before and After Ossicular Replacement", *J. Biomechanics* Vol. 33, pp. 581-590, 2000.
4. 신문균 외, 인체 해부학, 협문사, 1998.
5. Funnell, W. R. J. and Laszlo, C. A., "Modeling of the Cat Eardrum as a Thin Shell Using the Finite Element Method". *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 63, pp. 1461-1467, 1978.
6. Taylor, W. R., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M. D., Hobatho, M. C., Rakotomanana, L. and Clift, S. E., "Determination of Orthotropic Bone Elastic Constants Using FEA and Modal analysis", *J. Biomechanics*, Vol. 35, pp. 767-773, 2002.
7. Zwislocki, J., "Analysis of Some Auditory Characteristics. Handbook of Mathematical Psychology", edited by Luce, R.D., Bush, R.R. and Galanter, E., Wiley, New York, 1965.
8. Gyo, K., Aritomo, H. and Goode, R. J., "Measurement of the Ossicular Vibration Ratio in Human Temporal Bones by Use of a Video Measuring System", *Acta. Otolaryngology*. Vol. 103, pp. 87-95, 1987.
9. Huber, A., Ball, G., Asai, M. and Goode, R., "The Vibration Pattern of the Tympanic Membrane After Placement of a Total Ossicular Replacement Prosthesis", *Proc. International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otolaryngology* (Dresden, Germany), pp. 219-222, 1997.
10. Goldfire Manual, Invention Machine Inc., 2005.
11. Terninko, J., Zusman, A. and Zlotin, B., "체계적인 이노베이션", 유승현 외 역, 한국 드림즈 협회, 2003.
12. Bathe, K. J., *Finite Element Procedures*, Prentice Hall, 1996.
13. ABAQUS User's Manual, Hibbit, Karsson & Sorensen Inc., 2004.



유 승 현

1977년 서울대학교 기계공학신공 학사
 1981년 서울대학교 대학원 기계설계학과 석사
 1987년 미국 Stanford 대 기계공학과 Ph.D.
 1987년~1989년 미국 Univ. of Michigan, Research Fellow
 1989년~1990년 한국 기계연구원 선임 연구원
 1990년~현재 아주대학교 기계공학부 교수
 관심분야: Solid Mechanics, FRIZ, Ultrasonics, Creative Design



김 종 범

2005년 아주대학교 기계공학과 학사
 2007년 아주대학교 기계공학과 석사
 2007년~현재 GM DAEWOO 기술연구소
 관심분야: FEM



김 학 균

2004년 아주대학교 기계공학과 학사
 2006년 아주대학교 기계공학과 석사
 2006년~현재 한국타이어 중앙연구소
 관심분야: 미션형 CAL, Biomechanics



송 준 호

2006년 안동대학교 사물차공학과 학사
 2008년 아주대학교 기계공학과 석사
 2008년~현재 자토코 코리아 엔지니어링 기술연구소
 관심분야: FEM



오 대 진

2006년 홍익대학교 기계공학과 학사
 2008년 아주대학교 기계공학과 석사
 2008년~현재 아주대학교 기계공학과 박사 재학중
 관심분야: Biomechanics