

3차원 달팽이관 모델에서의 인공와우 전극의 거동에 대한 유한요소해석

임윤섭¹, 박세익¹, 김용협², 오승하³, 김성준¹

¹서울대학교 전기컴퓨터 공학부, ²서울대학교 기계항공공학부, ³서울대학교 의과대학 이비인후과
(2004년 2월 2일 접수, 2004년 4월 23일 채택)

Evaluation of the Cochlear Electrode Behavior in the 3D Human Cochlea Model by FEM Analysis

Yoon Seob Lim¹, Se-Ik Park¹, Yong Hyup Kim², Seung Ha Oh³, Sung June Kim¹

¹School of Electrical Engineering, Seoul National University,

²School of Mechanical Engineering, Seoul National University,

³Dept. of Otorhinolaryngology, Colledge of Medicine, Seoul National University

(Received February 2, 2004. Accepted April 23, 2004)

요약 : 본 연구에서는 유전 프로그램을 이용하여 6가지 형태의 금속 와이어 배치를 가진 전극을 생성하여 각 전극이 3차원 형태의 달팽이관에 미치는 기계적인 영향과 그 거동을 유한요소법을 이용하여 분석하였다. 그리고 전극이 삽입되는 달팽이관은 helico-spiral 근사방법에 의해 결정된 식을 이용하였으며, 고실계단(Scala tympani)의 형태는 실제 고실계단 단면의 영상정보를 추출하여 얻어내었다. 해석결과 금속 와이어가 평행하게 배치될 경우 가장 큰 힘을 달팽이관 외벽에 전달하며, 삽입에도 가장 큰 힘이 필요한 것을 알 수 있었다. 그리고 달팽이관은 3차원 구조이므로 전극이 삽입되면서 삽입 전에 자극 사이트가 바라보도록 설정한 방향보다 조금 돌아감을 확인하였다. 이 연구의 결과로부터 전극의 강성이 외상(trajuma)을 줄이는데 중요하다는 것을 알 수 있다.

Abstract : A finite element analysis is used in this study to model 6 kinds of electrode by a genetic program in order to evaluate the mechanical effect on the 3D human cochlea model and the behavior of electrode. Human cochlea is modeled by the spiral-approximation method and the shape of scala tympani is extracted from the mid section of the human cochlea. Contact pressure at the tip and the insertion force are found to be highest when the wires stack horizontally. Axial rotation of electrode is minimal comparing with the stimulating current spread. The results indicate that the electrode stiffness is important to minimize the trauma.

Key words : Cochlear Implant, Cochlear Electrode, Finite Element Method

서론

감각기관이나 운동기관 등 인간의 신체를 이루는 부분이 기능을 상실한 경우, 그 기능을 회복 시켜주기 위한 신경 보철 장치에는 심뇌자극기(Deep Brain Stimulation), 심장박동보조기(Pacemaker), 인공와우 시스템(Cochlear Implant) 등이 있다.

이 중에서 인공와우 시스템은 청력을 상실한 사람에게 소리 감각을 회복시켜 주는 장치로서 완전 밀봉된 내부이식체, 음성처리기로 구성된다 [1]. 인간의 달팽이관 내부는 전달되는 음성의 주파수 성분에 따라 반응하는 곳이 정해져 있다. 따라서 인공와우 시스템에서는 외부에서 마이크로 전달되는 음성에 대한 주파수를 음성처리기에서 분석하여 각 주파수 영역에 해당하는 청신경을 자극할 수 있는 형태의 자극 정보를 생성시킨다. 이 정보는 RF Coil을 이

용하여 인체 내부에 존재하는 내부이식체의 칩으로 전달된다. 내부이식체 칩에서는 전달된 정보를 변조하여 달팽이관 내부에 위치하고 있는 다채널 전극을 통해 정해진 파형으로 청신경을 자극하여 청각을 회복시켜준다.

달팽이관은 고실계단, 가운데 층(Scala media), 전정계단(Scala vestibuli)으로 이루어져 있는데, 이들은 기저막(basilar membrane)과 전정막(reissner membrane)에 의해 나누어진다. 기저막은 고실계단 위쪽부분에 위치하고 있는데, 달팽이관의 정원창(round window)으로부터 전극이 삽입되면서 이 부분에 손상을 주면 기저막과 연결된 청신경이 파괴될 수 있다 [2]. 기저막이 파괴되는 영역은 정원창으로부터 약 10mm정도 떨어진 지점으로 알려져 있다 [3]. 따라서 인공와우용 전극은 삽입시 발생할 수 있는 외상을 최소화하기 위해 적절한 기계적인 특성과 삽입 조건이 부여되어야 한다. 또한 발생하는 외상은 대부분 전극의 앞쪽 끝의 강성에 의해 결정된다 [4].

전극에 의해 달팽이관 내부에 발생하는 이러한 외상에 대해 알기 위해서는 실제 전극을 달팽이관에 수술 조건과

동일한 상태에서 삽입을 하고 달팽이관의 단면을 관찰하는 방법이 있다 [5,6]. 이러한 실험에서는 실제 달팽이관과 같은 성질을 갖도록 사망한지 24시간 이내인 인체로부터 얻어진 달팽이관을 이용하여야 한다. 그리고 외상이 발생된 영역을 확인하기 위해서는 전극을 다시 꺼내야 하는데, 이 과정에서 달팽이관에 손상이 생길 수 있다. 또한 실험에서 삽입되는 전극이 가지고 있는 기계적인 특성도 모두 같지 않고, 달팽이관의 곡률이 모두 동일하지 않으므로 정확한 값을 얻어내기도 어렵다.

전극을 꺼내는 과정에서 생길 수 있는 외상을 방지하기 위해, 전극을 삽입한 뒤에 달팽이관 위쪽 면을 잘라내어 삽입된 상태를 관찰하는 방법도 있다 [4]. 그러나 이 방법 또한 달팽이관을 잘라내는 작업에 의해 달팽이관이 손상을 입을 수 있다. 따라서 전극에 의해 발생하는 현상을 정확하게 알기 위해서는 각각 동일한 강성을 갖는 전극과 균일한 곡률을 갖고 있는 달팽이관이 필요하며, 삽입 후 관찰 과정에서 발생할 수 있는 손상을 최소화하여야 한다.

근래에는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 유한요소법을 이용한 해석도 하나의 방법으로 제시되고 있다. 한 연구에서는 2차원 구조의 달팽이관에 대해 3가지 특성을 지닌 전극에 의해 발생할 수 있는 기계적인 영향과 삽입 경로에 대해 유한요소법을 이용하여 분석을 하였다 [7]. 이 연구에서 사용된 세 종류의 전극은 각각 균일한 강성을 가진 전극, 앞쪽에서 뒤 끝으로 강성이 점점 증가하는 전극 그리고 앞쪽(3mm 지점까지의 영역)은 매우 부드럽고 그 나머지 부분은 균일한 강성을 가진 전극이다. 그러나 실제 전극의 강성은 전극을 이루는 와이어에 의해 결정이 되며, 앞쪽 끝에서 뒤 끝까지 점점 증가하는 형태를 갖는다. 따라서 실제 제작된 인공와우 전극이 달팽이관에 미치는 영향을 알아보기 위해서는 전극의 강성이 앞쪽 끝에서 뒤쪽 끝까지 점점 증가하는 형태를 갖도록 해야 한다. 그리고 강성의 값은 전극을 이루는 와이어의 배치에 따라 바뀌므로 와이어 배치에 따른 값을 고려해야 한다. 달팽이관은 3차원 구조체이고 외상이 발생하는 영역도 3차원 형태이므로 2차원 달팽이관을 이용한 해석으로는 이러한 현상을 알아보기가 어렵다.

이에 본 연구에서는 Helico-Spiral 근사방법으로 3차원 형태의 달팽이관을 모델링 하였으며, 유전프로그램에 의해 생성된 6가지 형태의 와이어 배치를 가진 다양한 전극이 미치는 기계적인 영향과 전극의 삽입 거동을 유한요소해석 방법을 통해 알아보았다.

1. 달팽이관의 3차원 모델 생성

달팽이관의 내부는 고실계단, 가운데 층 그리고 전정계단으로 구성된다. 고실계단은 기저막과 나선인대(spiral ligament)가 존재하는 위쪽 부분을 제외하고는 대부분 뼈로 이루어져 있다. 그림 2는 이러한 달팽이관의 모습을 보여주고 있다. 달팽이관의 곡률은 사람마다 다르므로, 전극을 실제 달팽이관에 삽입하는 실험을 통해서는 균일한 결과를 얻기 어렵다. 따라서 전극에 의한 기계적인 영향을 분석하기 위해서는 기준이 될 수 있는 형태를 가진 달팽이관을 모델링 할 필요가 있다. 인공와우 전극은 고실계단에 삽입되므로 전극에 의해 발생하는 접촉압력(contact

pressure)의 대부분은 고실계단의 외벽을 따라서 분포할 것이다. 따라서 전극에 의한 영향을 분석하기 위해서는 고실계단만을 모델링하면 된다.

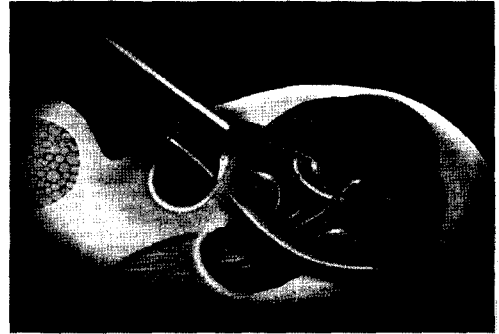


그림 1. 청신경을 자극하기 위해 달팽이관에 삽입된 인공와우 전극의 모습 [21].

Fig. 1. A diagram of electrode array inserted into the cochlea to stimulate the auditory nerve [21].

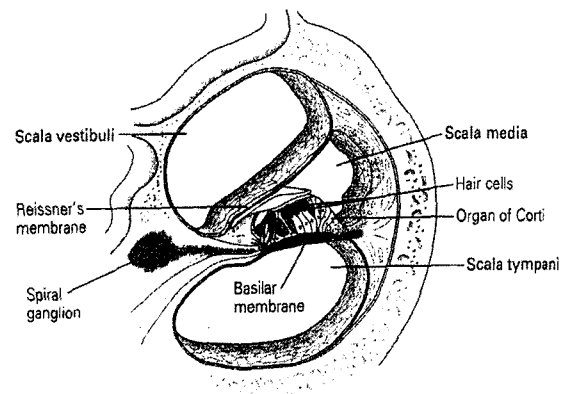


그림 2. 고실계단, 전정계단, 가운데 층 그리고 세포구조체들로 이루어진 달팽이관의 해부도 [20].

Fig. 2. Anatomy diagram of cochlea which shows scala tympani, scala vestibuli, scala media and membrane structures [20].

그림 3-A는 달팽이관의 중간 부위를 잘라낸 모습을 보여주는 사진이다. 이 사진으로부터 모델링을 위한 달팽이관의 고실계단의 기준 형태를 추출하였다. 그리고 3차원 형태의 달팽이관을 모델링하기 위해서는, 실제 달팽이관의 높이에 따른 곡률을 알아야 한다. 달팽이관이나 소리를 모델링 하기 위해 사용되는 근사방법은 helico-spiral 방법 그리고 archimedean spiral 방법 등이 있다. 우리는 helico-spiral 방법으로 얻어진 식을 이용하였다 [9]. 사용된 식은 아래와 같다.

$$R = 1.14987 \times \exp(0.075458 \times \Phi)$$

$$h = 3.23203 \times \exp(-0.126636 \times \Phi)$$

이 식들은 달팽이관의 apex에서 시작하여 base까지 연

결되는 달팽이관의 중심선의 좌표를 알려준다. R 은 각 단면의 중심축으로부터 떨어진 거리이고 h 는 기준면으로부터 각 단면의 높이를 의미한다. ϕ 는 apex에서 0 rad이며, base에서 약 5π rad의 값을 갖는다. 고실계단의 폭과 높이는 깊이가 깊어질수록 작아지므로, 고실계단의 넓이의 비율에 따라 크기를 축소시키는 방법으로 각 깊이마다 고실계단의 단면 형태를 만들어 내었다. 고실계단의 단면 형태는 그림 3-A의 화살표가 가리키는 부분을 기준으로 하였다. 그리고 식(1),(2)로부터 각 단면을 이루는 중심선의 좌표를 계산하고 앞서 모델링 된 고실계단의 단면들을 위치시키는 방법으로 3차원 달팽이관을 모델링 하였다. 그림 3-B는 이러한 방법으로 만들어진 달팽이관을 보여준다. 모델링 된 달팽이관은 각 깊이에 따른 단면의 폭과 높이를 실제 달팽이관의 폭과 높이를 비교하여 실제 달팽이관과 비슷한 형태를 갖고 있다는 것을 확인하였다 [8]. 이러한 사실은 그림4에 나타난 폭과 너비를 비교하는 그래프에서 확인할 수 있다.

인공와우 전극에 의해 발생하는 기계적인 영향을 분석하기 위해서는 달팽이관의 탄성률(elastic modulus)과 프와송비(poissons ratio)를 알아야 한다. 전극은 고실계단의 외벽을 따라 삽입되므로 대부분의 외상은 외벽을 이루는 뼈, 기저막 그리고 나선인대 주변에서 나타날 수 있다.

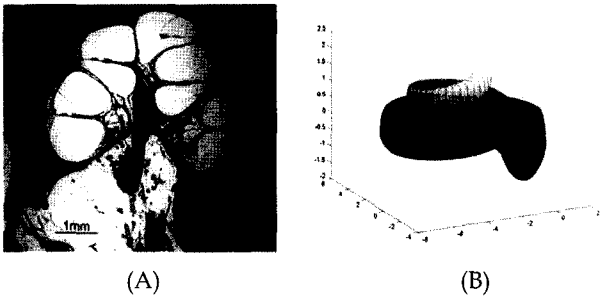


그림 3. (A) 인간 달팽이관의 단면 사진 [19] (B) helico-spiral 근사 방법에 의해 형성된 3차원 형태의 인간 달팽이관 모델
 Fig. 3. (A) Section view of human cochlea [19] (B) 3D Human cochlea model generated by helico-spiral approximation method.

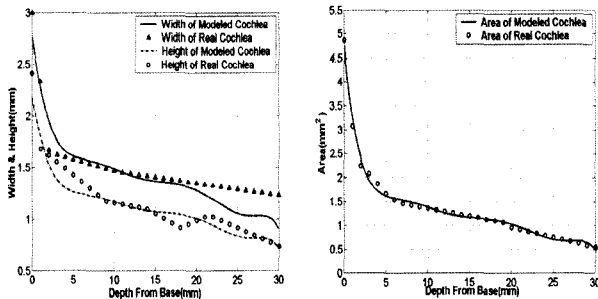


그림 4. (A) 실제 달팽이관과 모델링 된 달팽이관의 너비와 높이 비교 그래프. (B) 실제 달팽이관과 모델링 된 달팽이관의 넓이 비교 그래프.
 Fig. 4. (A) Comparison of width and height between modeled cochlea and real cochlea. (B) Comparison of width and height between modeled cochlea and real cochlea.

표 1은 달팽이관을 이루는 여러 부위의 탄성률을 나타내고 있다. 달팽이관의 대부분을 이루는 뼈는 약 20GPa이고 basilar membrane fiber는 1.9GPa 그리고 basilar membrane ground substrate는 200kPa이다. 뼈의 탄성률은 기저막에 비해 최대 100,000배 정도 큰 값을 가진다. 그리고 실제 달팽이관에서는 기저막의 폭이 base로 apex로 갈수록 점점 좁아지며, 두께는 두꺼워지고 탄성률이 커진다고 알려져 있다 [22]. 따라서 인공와우 전극이 달팽이관에 미치는 영향을 정확히 알기 위해서는 기저막 탄성률의 변화 정도와 기저막의 폭이 변화되는 정도를 알아야 한다. 실제 달팽이관은 대부분 뼈로 이루어져 있으므로, 삽입시에 대부분의 힘은 뼈에 전달될 것이며 기저막과 접촉이 일어나지 않는 한 기저막의 변형은 무시할 수 있다. 이에 고실계단이 모두 뼈로 이루어졌다고 가정하였다. 사람의 몸을 이루는 뼈의 경우에 프와송비는 0.3~0.6의 값을 나타내는데, 이번 해석에서는 0.3으로 가정하였다 [13].

표 1. 달팽이관을 이루는 부분들의 탄성률
 Table 1. Estimates for elastic modulus of cochlea component

Component	Elastic Modulus
Compact bone	20GPa
Keratin	3GPa
Basilar membrane fiber	1.9GPa
Reissner's membrane	60MPa
Basilar membrane ground substrate	200kPa
Tectorial membrane	30kPa

2. 인공와우 전극의 모델링

인공와우 전극은 실리콘 고무와 Teflon으로 코팅된 지름이 $75\mu m$ 인 백금(90%)-이리듐(10%) 합금 와이어로 이루어져 있다. 달팽이관에 미치는 기계적인 영향은 전극의 강성에 의해 결정된다. 강성은 전극을 이루는 재료들의 탄성률과 단면 형태에 따라 바뀔 수 있다. 금속 와이어와 실리콘 고무의 탄성률은 아래 표 2에 나타내었다.

표 2. 인공와우 전극을 이루는 재료들의 탄성률
 Table 2. Material Properties of Cochlear electrode

Material	Elastic Modulus (Pa)
Pt/Ir/PTFE [10]	8.27×10^9
Silicone Elastomer [18]	4.5×10^5

이 표로부터, 전극의 강성은 상대적으로 stiff한 금속와이어의 배치에 따라 바뀔 수 있다는 것을 알 수 있다. 만약에 금속 와이어들이 달팽이관의 달팽이축(modiolus)을 감기 쉽도록 배치된다면, 전극과 달팽이관의 외벽의 접촉에 의해 발생하는 압력의 크기가 작아질 것이다. 그러나 금속 와이어를 원하는 형태로 배치된 전극을 제작하는 것은 매우 어렵다. 이러한 제작 상의 어려움으로 인해 모든 전극들은 길이 방향을 따라서 서로 다른 금속 와이어 배치

와 탄성률의 분포를 가질 것이다. 따라서 실제 달팽이관의 삽입을 통한 실험으로는 이러한 한계로 인해 서로 다른 결과를 얻을 수 있다. 우리는 이러한 단점을 극복하기 위해 유전프로그램을 이용하여 6가지 형태의 금속 와이어 배치를 갖는 전극을 모델링 하였다. 이러한 방법을 통해 우리는 균일하게 분포된 강성을 갖는 전극을 생성하였으며, 서로 다른 배치를 갖는 경우에 발생하는 전극의 거동에 대해 분석할 수 있었다.

모델링 되는 전극은 16개의 금속 와이어로 이루어져 있으며, 앞쪽 끝의 지름이 0.6mm, 뒷부분의 지름이 0.8mm이고 총 길이가 20mm이다. 유전 프로그램에서는 금속 와이어의 지름이 75 μ m이므로 각 전극의 단면에서 바깥으로 넘어가지 못하도록 실제 전극의 지름보다 75 μ m 작은 원 내부에 금속 와이어가 모이도록 하였다. 금속 와이어는 모두 직선이라고 가정하였다.

금속 와이어가 배열되는 형태는 달팽이축을 가장 감기 쉬운 배치(profile 1 전극)로부터 가장 감기 어려운 배치(profile 6 전극)까지 총 6가지로 나누었다. 전극을 이루는 와이어의 개수가 16개이므로 4가지 형태의 배치를 추가하면 한정된 단면 내에서 이룰 수 있는 대표적인 배치 형태를 나타낸다고 판단하였으며, 이에 배치는 6단계로 나누었다.

유전프로그램에서 금속 와이어의 배치는 원하는 형태에 따른 Fitness Function을 다르게 함으로써 결정되게 하였다. 그림 5-(A)와 같은 Fitness Function인 경우 Genetic program에서 붉은색으로 표현된 주변으로 금속 와이어를 배치시키게 된다. 그림 5-(B)는 이러한 fitness function일 경우 나타난 와이어 배치를 예로 보여주고 있다. 따라서 이러한 방법으로 6단계에 해당되는 전극의 금속 와이어 배치를 이루어낼 수 있다.

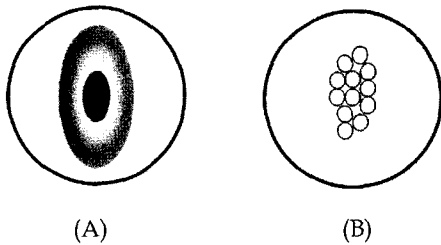
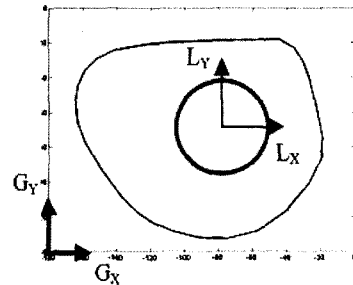


그림 5. (A) fitness function의 예시도. (B) 그림 5-(A)와 같은 유효함수에 따라 생성된 금속 와이어의 배치 예.
 Fig. 5. (A) Diagram of fitness function. (B) Wire distribution under the fitness function of fig 5-(A).

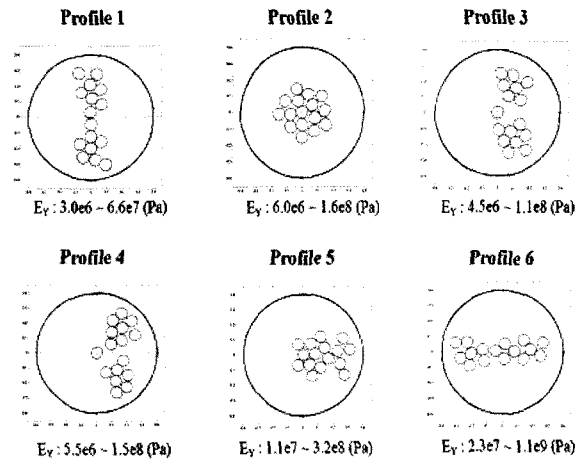
그림 6은 6가지 종류의 금속 와이어 배치와 유전 프로그램에서 사용된 좌표계를 보여준다. profile 1 전극의 경우에는 금속 와이어들이 달팽이관의 높이 방향 평면에 평행하도록 모여 있도록 하였다 (L_y 축에 평행, L_x 축은 달팽이관에서 나선신경절(spiral ganglion)이 모여 있는 부위인 G_y 축과 평행하다. 그림 6-B 참고). profile 6 전극의 경우에는 달팽이관의 수평 평면에 평행하도록 금속 와이어가 배치되도록 하였다. 자극 채널은 나선신경절을 바라보도록 위치되므로 profile 3,4,5 전극의 금속 와이어들은 전극 단면의 오른쪽으로 배치되도록 하였다.

유전 프로그램에 의해 얻어진 각 단계에 대한 전극의

L_y 축에 대한 탄성률을 계산 할 수 있다. 모델링 된 달팽이관을 보면 전극이 삽입될 때 G_y 축을 중심으로 대부분 굽힘이 일어날 것이며 다른 축을 중심으로는 변형이 크게 일어나지 않을 것이다. Base 부분에서 삽입이 끝나는 apex지점까지의 높이 차이 또한 0.3mm에 불과하므로 G_x 축을 따른 변형은 크지 않을 것이다. 그리고 G_z 방향으로 압축력 또는 인장력이 크게 작용하지 않으므로 이 방향에 대한 변형도 무시할 수 있다. 따라서 해석에 사용되는 전극의 탄성률은 L_y 축에 대한 탄성률인 E_y 값을 대표값으로 선정하였다. 탄성률의 분포는 profile 6 전극을 제외하고는 선형 분포를 갖도록 하였다. profile 6 전극의 경우에는 앞쪽 부분의 강성이 뒷부분에 비해 매우 작은 값을 가져서 로그 분포를 갖도록 하였다. 그림 7은 각 전극의 금속 와이어 개수에 따른 탄성률의 분포를 보여준다. 전극의 프와송비는 0.3을 적용하였다.



(A)



(B)

그림 6. (A) 달팽이관의 basal turn에서 바라본 고실계단에 형성된 좌표계. (B) 유전 프로그램에 의해 형성된 6가지 종류의 금속 와이어 배치와 각각의 L_y 축에 대한 탄성률.

Fig. 6. (A) Coordinate system of scala tympani at the lower basal turn. (B) 6 kinds of wire arrangements generated by a genetic program and elastic modulus about L_y of each profile.

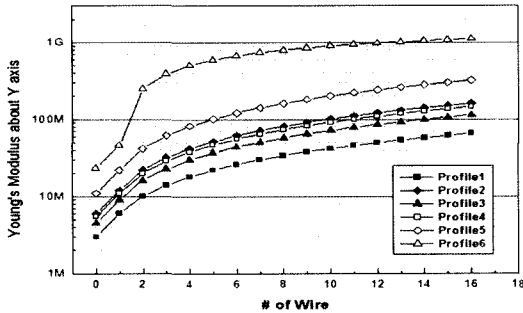


그림 7. 유전 프로그램에 의해 형성된 각 전극의 금속 와이어 개수에 대한 탄성률 분포 그래프.
 Fig. 7. Elastic modulus distribution of each electrode generated by genetic program.

3. 해석조건의 결정

유한 요소 해석을 위해 사용된 프로그램은 ANSYS이다. 전극은 Solid95 elements(8-node)로 구성되었고, 달팽이관은 Shell63 elements를 이용하였다. 달팽이관의 두께는 1mm로 가정하였다. 달팽이관과 전극 사이에 접촉이 일어나므로 달팽이관은 Target element로 설정하고, 전극은 contact element로 설정하였다. 전극과 달팽이관 사이의 마찰은 매우 낮다고 가정하였으며, 고실계단 내부를 이루는 액체의 영향은 무시하였다. 전극과 달팽이관 사이의 마찰은 쿨롱 마찰(coulomb friction)을 가정하였으며, 마찰 계수는 인공 관절에서 적용되는 마찰계수인 0.01을 사용하였다 [14]. 해석에서 전극의 뒤쪽 부위는 수술 과정 중에 수술 기구에 의해 고정되므로 달팽이관의 높이 방향으로 움직이거나 회전하지 않도록 구속 조건을 부여하였다.

그림 8은 모델링 된 달팽이관을 여러 방향에서 본 모습과 그에 따른 좌표계를 보여준다. θ 는 정원창이 위치한 부분과 인공와우 전극의 앞쪽 끝부분이 이루는 각인 와우각(cochlear angle)이다. 와우각은 삽입 깊이가 전극의 삽입 방향에 따라 변화될 수 있으므로 전극의 위치를 나타내기 위해 사용되는 값이다. θ_1 은 측면에서 바라보았을 때, 전극과 L_y 축이 이루는 각이며, θ_2 는 평면도에서 나타나는 전극과 L_z 축과 이루는 각을 의미한다. θ_3 는 삽입 방향에 따라 결정되는 삽입 각을 의미한다. 만약에 θ_3 가 0도이면 전극은 수평 평면과 평행하게 삽입이 이루어지는 것이며, 3인 경우에는 수평 평면에 대해 3도만큼 기울어진 방향으로 삽입이 된다.

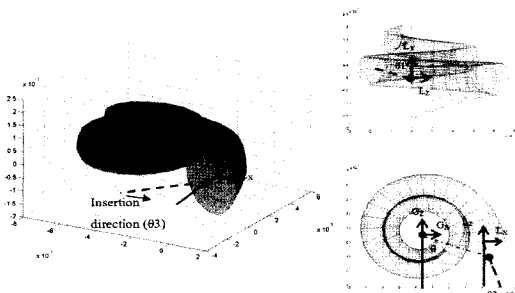


그림 8. 모델링 된 달팽이관에 형성된 좌표계.
 Fig. 8. Coordinate systems of the modeled cochlea.

실제 수술에서 적용되는 삽입 조건을 모델링 하기 위해서는 전극이 삽입되기 시작하는 시점에 이루는 삽입 각을 알 필요가 있다. 그림 9는 인공와우 수술을 받은 환자의 CT 데이터로부터 전극이 삽입된 모습을 재구성한 모습을 보여주고 있다. CT 데이터를 복원하는데 사용된 프로그램은 Rapidia 2.7이다. 이러한 그림에서 붉은색 부위는 달팽이관에 삽입된 전극이며 나머지 부분은 달팽이관을 이루는 뼈와 주변 조직들이다. 이러한 그림으로부터 전극의 앞쪽 끝부분은 와우각의 기준선과 약 10~11도 정도 기울어져 있음을 알 수 있었다. 실제 해석에서는 θ_2 가 11도이며, θ_1 과 θ_3 는 0도로 가정하였다. 이것은 전극이 달팽이관의 수평면과 평행하게 놓여지고 수평면과 평행하게 놓여진 채로 삽입이 이루어짐을 의미한다.

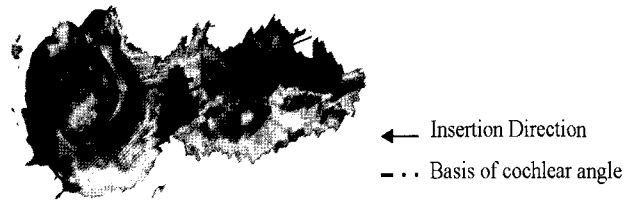


그림 9. 인공와우 수술 후 촬영된 CT 사진으로부터 복원된 3차원 달팽이관과 전극.
 Fig. 9. 3D reconstructed view from CT image of a patient after the operation of cochlear implant.

결 과

Profile 1 전극의 삽입 경로는 그림 10에 나타내었다. 첫 번째 그림은 전극이 삽입되기 시작하는 모습이다. 그리고 전극이 약 5mm정도(와우각 110°) 삽입이 이루어지면 달팽이관의 바깥쪽 벽과 만나게 된다 (2번째). 이후에 전극은 계속 앞으로 진행하면서 굽힘이 계속 이루어지며, 달팽이관의 첫 번째 모퉁이를 지나게 되고 (4번째), 완전히 삽입이 이루어져 최종 지점(약 18mm, 와우각 360°)에 도달하게 된다. 최종적으로 삽입이 이루어진 형태(그림 11)는 일반적으로 수술 후, X-ray 촬영에 의해 얻어진 이미지와 비교한 결과 비슷하다는 것을 알 수 있다 [15].



그림 10. profile 1 전극이 삽입되면서 변형되는 모습.
 Fig. 10. Sequential insertion plot of profile 1 electrode.

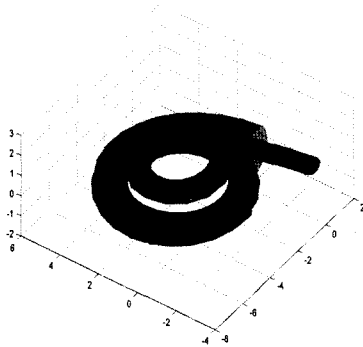


그림 11. profile 1 전극이 완전히 삽입 된 후의 모습.
Fig. 11. 3D view of Profile 1 Electrode when fully inserted.

6개 전극 모두 앞쪽 끝에서 뒤쪽 끝까지 탄성률이 서서히 증가하도록 모델링 되어서 삽입되는 형태에서 큰 차이는 보이지 않았다. Profile 1 ~ profile 4에 해당되는 전극은 중간 부위에서 구부러짐(buckling)이 발생하였으나 Profile 6 전극의 경우에는 앞쪽부분이 뒤쪽부분에 비해 1/50 정도 작은 탄성률을 갖고 있어서 앞쪽에서 구부러짐이 일어나기 시작했다.

전극의 금속 와이어 배치에 따라 전극의 앞쪽 끝부분이 달팽이관에 미치는 영향이 다른 것을 알 수 있었다. 그림 12는 전극이 삽입되면서 앞쪽 끝부분이 달팽이관에 미치는 압력의 크기를 와우각에 대해 나타낸 그래프이다. profile 6전극은 profile 1 전극에 비해 약 8배정도 더 큰 힘을 달팽이관에 작용한다는 것을 알 수 있다.

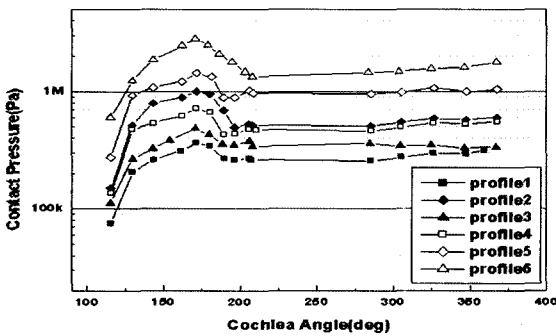


그림 12. 전극이 삽입되면서 앞쪽 끝에서 발생하는 압력의 변화 그래프.
Fig. 12. Contact Pressure at the tip of electrode during insertion.

그림 13은 전극이 완전히 삽입된 후에 달팽이관 전체에 걸쳐서 발생하는 접촉압력을 와우각에 대해 나타낸 그래프이다. 6가지 전극에 대해 전극이 삽입된 이후에 최대 압력이 발생하는 지점은 와우각 200°인 지점이다. 이 지점에서부터 앞쪽 끝으로 진행해 갈수록 압력이 감소하는 경향을 나타낸다. 전극의 물성치에 따라 달팽이관에 미치는 힘의 크기가 최대 25배의 차이(와우각 200°)에서 최소 4배의 차이(와우각 360°)를 보이는 결과를 얻었다.

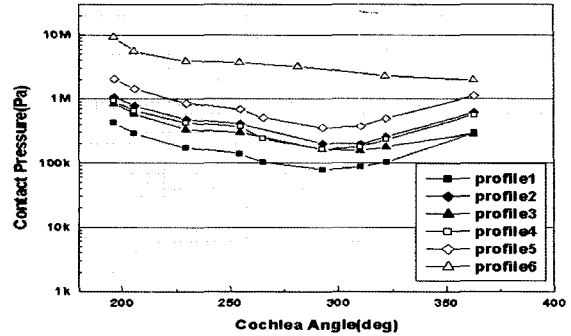


그림 13. 전극이 완전히 삽입 된 후, 전극 길이 방향에 따른 압력의 분포.
Fig. 13. Contact pressure distribution along the length of electrode after a full insertion.

인공와우 수술에서 전극은 삽입하는데 더 큰 힘이 필요하다고 판단되는 지점까지 삽입이 이루어지게 된다. 유한요소 해석모델로부터 전극이 삽입되는데 필요한 값을 얻을 수 있는데 그림 14는 전극이 삽입되는 깊이에 따라 필요한 힘(g)을 나타내고 있다. Profile 5,6 전극이 다른 전극에 비해 큰 힘이 필요하다는 것을 알 수 있다. 그리고 수술과정에서 느껴지는 저항은 삽입에 필요한 힘이 최대가 되는 약 8~12 mm 지점이라는 것이라고 생각된다.

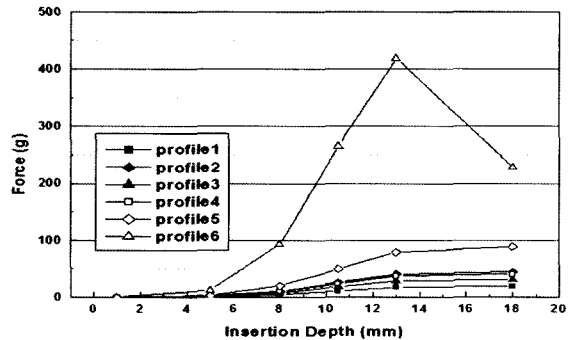


그림 14. 삽입 깊이에 따른 전극 삽입에 필요한 힘의 변화.
Fig. 14. Insertion force at the rear end of the electrode.

인공와우 전극은 달팽이관의 중심축 주변에 위치한 나선신경절을 자극하도록 삽입시 이 부분을 바라보도록 삽입된다. 그러나 달팽이관은 3차원형태를 가지고 있으므로 전극이 초기에 선정된 방향보다 전극의 중심축을 기준으로 돌아가게 된다. 이 때 발생하는 회전각은 축회전(axial rotation)에 의한 각으로 정의하겠다. 그림 15는 전극이 완전히 삽입된 후에 뒤쪽 끝에서부터 앞쪽 끝 지점까지 전극의 축회전이 변화되는 모습을 나타낸 그래프이다. 축회전은 시계반대방향인 경우 양의 값으로 정의하였다. 전극이 달팽이관과 접촉을 이루는 와우각 200° 지점에서부터 전극이 약간 돌아가기 시작하여 앞쪽 끝은 약 4.5°정도 돌아간 것을 알 수 있다. 그리고 회전각의 성분이 모두 양의 값을 보이므로 전극이 삽입되면서 아래쪽을 바라보게 된다. 즉, 삽입 전에 정해진 나선신경절의 위치에서 아래쪽에 위치한 부위를 자극하게 된다. 그러나 전극에서 나오는 전류가 퍼

지는 범위를 생각해 볼 때, 4.5°의 축회전은 전극의 자극 성능에 큰 영향을 주지 않을 것이다.

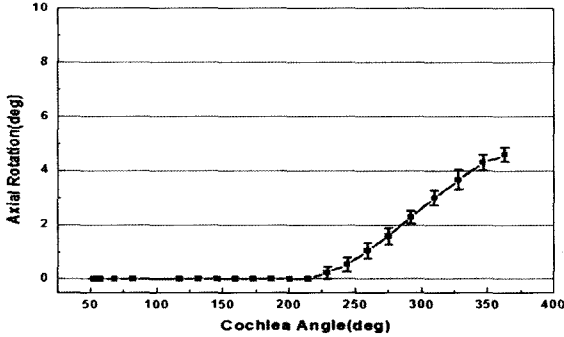


그림 15. 전극이 완전히 삽입된 후에 전극의 길이 방향에 따른 축회전의 변화 그래프.
Fig. 15. Axial rotation of the entire modeled electrode along the length of electrode when fully inserted.

그림 16은 전극이 완전히 삽입된 이후에 고실계단에서 전극이 longitudinal 방향으로 놓여진 상태를 보여준다. 전극이 기저막과 만나지 않은 이유는 전극이 달팽이관이 놓여진 평면과 평행하도록 유지된 상태로 삽입이 이루어졌으며, 실제 달팽이관에서 내부에서 볼 수 있는 굴곡면이 모델링이 되지 않았기 때문이다. 현재 디자인 된 전극의 지름이 고실계단의 높이와 비교해 볼 때, 좀 더 작게 디자인 할 필요가 있다.

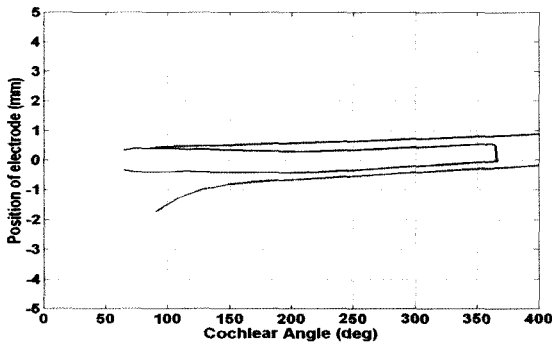


그림 16. 전극이 완전히 삽입된 후에 전극이 삽입된 상태를 보여주는 2차원 그림.
Fig. 16. 2D unfolded view of the electrode when fully inserted.

달팽이관 외상의 정도는 전극 앞쪽 끝부분의 거동에 의해 결정된다. 달팽이관은 3차원으로 꼬여져있기 때문에, 전극의 방향과 삽입 각도에 따라 앞쪽 끝의 거동과 경로가 달라질 것이다. 따라서 profile 1 전극에 대해 앞서 수행된 삽입 조건과 다른 4가지 삽입 조건으로 추가 해석을 수행하였다. 각 해석에서 전극의 앞쪽 끝부분이 출발한 점은 동일하다. 삽입 조건은 아래 표 3과 같다.

표 15. 삽입 조건
Table 3. Insertion Conditions

	θ_1	θ_2	θ_3
Path1	2	0	3
Path2	2	+11	3
Path3	2	+11	5
Path4	2	-8	5

path1 조건은 전극이 약 2도 정도 앞쪽으로 기울어져 있고($\theta_1=2$), 삽입 각이 3도이며 G_z 축과 평행하게 놓여진 상태를 유지하면서 삽입이 이루어진다. 즉, 전극을 삽입을 위해 형성되는 구멍이 정원창과 난원창(oval window) 사이에 위치하는 경우이다. path2와 path3는 삽입 구멍이 정원창 앞쪽에 형성된 경우이다. 따라서 약 11도정도 전극이 반시계방향으로 돌아간 상태를 유지하며 삽입이 이루어지며 각각의 삽입각은 3도와 5도이다. path 4는 삽입 구멍이 난원창에 가깝게 형성된 경우이다. 이 경우는 전극이 약 8도 정도 시계방향으로 돌아간 상태를 유지하며 삽입각은 5도이다. 4가지 조건에 대해서도 전극의 뒷부분의 끝은 회전과 삽입방향 이외의 움직임이 구속된 조건을 부여하였다.

그림 17은 각 4가지 삽입조건에 대해 수행된 해석 결과로부터 얻어진 전극 앞쪽 끝의 이동 경로를 보여주고 있다. 4가지 조건에 대해서 모두 기저막과 접촉을 이루는 현상은 관찰하지 못했다. 그리고 θ_2 가 커질수록, 전극이 처음 달팽이관의 외벽과 닿는 지점이 좀 더 base에 가까워졌다. 삽입 조건은 모두 달랐지만, 삽입 후 전극은 모두 비슷한 위치에 놓여졌다.

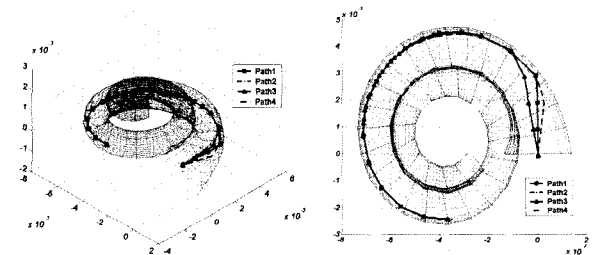


그림 17. 4가지 삽입 조건에 따라 형성된 앞쪽 끝의 삽입 경로.
Fig. 17. Trajectories of electrode tip for 4 kinds of insertion condition.

논 의

유한요소 해석결과 전극을 구성하는 금속 와이어가 평행하게 배치될수록 달팽이관에 미치는 접촉압력이 커진다는 것을 알 수 있다. 이것은 삽입이 이루어질 때, 달팽이관에 미치는 손상 부위가 커질 수 있다는 것을 의미한다. 그림 12에 나타난 그래프에서 보면, 6가지 전극에 대해 와우각 170o 지점에서 전극의 앞쪽 끝이 달팽이관에 미치는 접촉압력이 최대가 되는 것을 알 수 있다. 이는 실제 전극을 삽입하여 손상 정도를 확인한 실험으로부터 가장 큰 손상 부위로 알려진 와우각 175o 지점과 일치한다 [16]. 해석 결

과에 따르면 앞쪽 끝이 와우각 175o 지점에 위치할 때 발생하는 가장 작은 접촉압력이 400kPa인데(profile 1 전극), 이 정도의 압력으로는 기저막의 탄성률이 200kPa인 점을 고려할 때 membrane에 손상을 입힐 수 있는 값이 될 수도 있다. 따라서 이 지점을 전극이 지나갈 때, 전극의 앞쪽 끝이 기저막에 닿지 않도록 주의하여야 한다.

전극의 탄성률이 커짐에 따라, 삽입하는데 필요한 힘의 크기가 커지게 된다. Profile 6 전극을 삽입하는 경우, 최대 400g의 힘이 필요하다. 그리고 약 14mm가 삽입된 이후에 삽입되는 힘의 크기가 줄어드는 현상이 나타났는데, profile 6 전극이 다른 전극과 달리 13mm지점까지도 앞쪽 부분만이 달팽이관의 외벽과 닿은 상태로 삽입이 진행된다가 13mm 이상 삽입이 이루어지면 전극이 완전히 달팽이관의 외곽 곡률을 따라 변형이 되면서 삽입이 이루어지므로 삽입에 필요한 힘이 줄어들게 된다. Profile 1 전극의 경우에는 최대 18g의 힘이 필요한 것으로 결과를 얻었는데 이는 플라스틱으로 제작된 사람 달팽이관 모델을 이용한 삽입력 테스트 결과와 비슷한 값이다 [17]. 그리고 profile 1~4 영역에 해당되는 전극의 삽입력은 큰 차이는 없으나 전극의 앞쪽 끝과 전극 전체가 달팽이관에 미치는 접촉압력의 크기가 모두 200kPa보다 큰 값을 보이므로, 이 영역에 해당되는 전극이 삽입 될 경우에도 주의가 필요하다.

표 3에 나타난 Path4 조건에서 전극의 앞쪽 끝부분이 삽입 되면서 기저막을 향하는 것을 관찰할 수는 있었다. 이에 θ_3 를 좀 더 증가시키면서 해석을 수행하였으나, 전극이 계속 삽입되지 못하고 발산하였다. 비록 전극이 기저막과 만나는 현상은 관찰하지 못했으나, 삽입 구멍이 난원창 근처에 형성되고 삽입각이 5도 이상 될 경우 전극의 앞쪽 끝이 기저막에 손상을 줄 가능성이 있다고 판단된다. 최근의 수술 방법을 보면 전극 삽입 구멍이 정원창에서 약 1mm 앞쪽에 형성되므로 달팽이관의 형태가 정상이라면 전극의 앞쪽 끝이 기저막과 만날 가능성은 희박하다고 본다.

삽입부의 전극의 한 쪽 끝을 고정하고 달팽이관의 달팽이축을 감는 방향으로 원하는 만큼 전극의 다른 한 쪽 끝을 굽히면서 그 힘을 측정하면 전극의 강성을 계산할 수 있다 [11]. 이렇게 얻어진 전극의 강성으로부터 6가지 profile중에 어떤 영역에 위치할 것인지 알 수 있으며, 실제 삽입시 일어나게 되는 전극의 거동 및 기계적인 영향에 대해 simulation 결과로부터 알 수 있다.

결 론

본 연구에서는 유전 프로그램을 이용하여 6가지 형태의 금속 와이어 배치를 가진 전극을 생성하여 각 전극이 3차원 달팽이관에 미치는 기계적인 영향과 그 거동을 유한요소법을 이용하여 분석하였다. 달팽이관 전극이 달팽이관에 미치는 힘의 크기가 금속 와이어의 배치에 따라 달라지는 것을 확인하였다. 금속 와이어가 평행하게 배치되면 달팽이관에 미치는 접촉압력의 크기가 매우 크며, 삽입시 다른 형태의 전극에 비해 큰 힘이 필요하다. 그리고 금속 와이어가 중심축에 모여 있는 경우나 약간 오른쪽에 배치되는 경우에는 삽입에 필요한 힘의 크기는 서로 비슷하나, 달팽이관에 미치는 압력의 크기는 2배정도 차이가 날 수 있으므로 전극 삽입시 많은 주의가 필요할 것이다. 달팽이관은

3차원 구조이므로 전극이 삽입되면서 삽입 전에 자극 사이트가 바라보도록 설정한 방향보다 조금 돌아갈 수 있다. 해석 결과 전극의 앞쪽 끝 부분이 뒤쪽 끝부분에 비해 약 4.5o 정도 돌아가는 것으로 확인되었다. 그리고 전극 삽입 구멍이 난원창에 가깝게 형성되고 삽입 각이 5도 이상이 되면 전극이 삽입되면서 기저막과 만날 수 있으므로 주의가 필요하다. 이 연구 결과로부터 실제 제작되는 전극의 탄성률을 조사하여 제작된 전극의 유효성을 검증하는 기준으로도 이용할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Clark GM, Tong YC, Martin LF and Busby PA, "A multiple-channel cochlear implant. An evaluation using an open-set word test", *Acta Otolaryngol*, Vol. 91, No.3, pp. 173-175, 1981
2. John J. Zappia, John K. Niparko, et al, "Evaluation of the temporal bones of a multichannel cochlear implant patient", *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol. 100, No. 11, pp. 914-921, 1991
3. Franz BK-HG and Clark GM, "Refined surgical technique for insertion of banded electrode array", *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol. 96, No. 128, pp. 15-17, 1987
4. David W. Kennedy, "Multichannel intracochlear electrodes : mechanism of insertion trauma", *Laryngoscope*, Vol. 97, No. 1, pp. 42-29, 1987
5. D. Bradley Welling, "Insertional trauma of multichannel cochlear implants", *Laryngoscope*, Vol. 103, No. 9, pp. 995-1001, 1993
6. Gstoettner W and Plenck Jr. H, "Cochlear Implant deep electrode insetion : extent of insertional trauma", *Acta Otolaryngol*, Vol. 117, No. 2, pp. 274-277, 1997
7. B.K. Chen and G.M. Clark, "Evaluation of trajectories and contact pressures for the straight nucleus cochlear implant electrode array - a two dimensional application of finite element analysis", *Medical Engineering and Physics*, Vol. 25, No. 2, pp. 141-147, 2002
8. Shin-ichi Hatsuchika, "Dimensions of the scala tympani in the human and cat with reference to cochlear implants", *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol. 99, No. 11, pp. 871-876, 1990
9. Sun K. Yoo and Ge Wang, "Three-dimensional geometric modeling of the cochlear using helicon-spiral approximation", *IEEE TBME*, Vol. 47, No. 10, pp. 1392-1402, 2000
10. Timothy G. McNaughton and Kenneth W. Horch, "Mechanical testing of metallic and polymeric intrafascicular electrodes", *Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 2, pp. 806-807, 1994
11. Stephen J. Rebscher and Moira Heilmann, "Strategies to improve electrode positioning and safety in cochlear implants", *IEEE TBME*, Vol. 46, No. 3, pp. 340-352, 1999

12. Steele CR, Baker GJ, Tolomeo JA, Zetes-Tolomeo DE. Boca Raton, Cochlear mechanics. In: The biomedical engineering handbook, 2nd edition, CRC Press, 2000
13. N. Maurel, F. Lavaste and W. Skalli., "A Three-Dimensional Parameterized Finite Element Model of The Lower Cervical Spine. Study of The Influence of The Posterior Articular Facets", J. Biomechanics, Vol. 30. No. 9, pp. 921-931, 1997
14. Unsworth A., "Recent developments in tribology of artificial joints", Tribol Int, Vol. 28, No. 7, pp. 485-495, 1995
15. Darlene R. Ketten, Margaret W. Skinner, Et al, "In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays", Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl, Vol. 175, pp. 1-16, 1998
16. Clark GM, Pyman BC, Webb RL, Franz BK-HG, Redhead TJ and Shepherd RK, "The surgery of insertion and re-insertion of the banded electrode array", Ann Otol Rhinol Laryngol, Vol. 96, No. 128, pp. 10-12, 1987
17. Stephen J. Rebscher and Neil Talbot, "A transparent model of the human scala tympani cavity", Journal of Neuroscience methods, Vol. 64, No. 1, pp. 105-114, 1996
18. Krevelen, D. W. van, Properties of polymers : their correlation with chemical structure, their numerical estimation and prediction from additive group contributions, Amsterdam ; New York : Elsevier, pp. 367-387, 1990
19. Leake, P.A., Snyder, R. I., Hradek, G..T. and Rebscher, S.J. , "Chronic intracochlear electrical stimulation in neonatally deafened cats: effects of intensity and stimulating electrode location", Hearing Research, Vol. 64, No. 1, pp. 99-117, 1992
20. Noback, Charles Robert, The Human nervous system : basic principles of neurobiology, New York : McGraw-Hill, 1981
21. Jogn K. Niparko, Karen Iler Kirk, Et al, Cochlear implants : principles and practices, Lippincott williams & wilkins, pp. 189-221, 2000
22. Eric R. Kandel, James H. Schwartz and Thomas M. Jessell, Principles of neural science, New York, McGraw-Hill co., pp. 590-613, 2000