

## 인두기능의 3차원적 생체역학 모델에 관한 연구

### A study on the three-dimensional biomechanical model of the human pharyngeal function

김성민\*, 김남현

연세대학교 의과대학 의용공학교실

**Abstracts** A three-dimensional biomechanical model is proposed in order to simulate human pharyngeal function based on the FEM(Finite Element Method) utilizing optimization procedure.

**Keywords** 인두(pharynx), 유한요소기법(finite element method), 최적화(optimization)

#### 1. 서론

##### 1.1 연구목적

1980년대 이후 급속한 경제발전과 더불어 국민의 생활수준이 향상되고 식생활이 서구화 됨에 따라 질병의 양상도 서구화되고 있으며 의료기술의 향상으로 평균수명이 연장되어 노인 인구의 수가 점차 증대되고 있다. 특히 생활수준의 향상에 따라 서구적인 질병의 발생이 점차 높아지고 있다. 특히 노령인구군에서 발생빈도가 높은 인두의 기능장애로 인한 연하장애(dysphagia)의 경우 환자에게 치명적인 결과를 초래할 수 있다. 연하장애에 따른 장기간의 비관 식이는 비관의 거치 이상(misplacement), 식도 손상, 천공, 흡인성 폐렴, 기흉 등의 문제를 일으키며(1,4) 이러한 연하장애에 관한 연구는 미국등의 활발한 연구활동에 비해 국내의 경우 현재까지 활발히 이루어 지고 있지 않으며 정확한 발생기전이나 치료를 위한 재항프로그램도 이루어지지 않고 있는 실정이다.

인두의 기능 중에서도 가장 중요한 기능은 구강내에서 액체상태로 되어 인두를 통해 식도로 들어가는 음식물을 인두근육의 수축과 팽창에 의한 연동운동으로 막힘없이 전달해 주는 역할이라 할 수 있는데 이 과정에서 인두강내에 형성되는 압력에 의해 음식물이 아무런 어려움 없이 식도로 전달이 가능하게 된다. 이러한 인두강내의 압력이 생리학적 혹은 병리학적인 이상이나 구조적인 변형에 의해 이상이 오는 경우 연하장애가 발생하게 된다. 인두부의 생리학적 혹은 병리학적인 이상에서 파생되는 연하장애 환자의 경우 일상적인 몇가지 진단 과정을 거치고 있으나 여러 가지 제약으로 인해 정확한 진단을 내리기 어렵거나 진단과 정상의 인체에 대한 손상과 부작용을 수반하는 경우가 대부분을 차지하고 있다. 특히 video와 X-선을 이용한 videofluoroscropy의 경우 장시간동안 방사선에 노출되어야 하고 촬영 이후에도 녹화된 video 필름을 장시간에 걸쳐 분석하여야하는 시간적, 물질적인 소모를 감수해야한다. 또한 인두의 주요한 근육들에 대한 활동상태를 검증할 수 있는 근전도 측정의 경우 실제의 근전도 신호를 얻기 위해서는 전극을 비강이나 구강을 통해 삽입시켜 인두강내부의 근육에 대한 근전도 신호를 얻어야하나 이러한 것은 실제로 거의 불가능하며 설사 삽입을 한 경우에도 환자의 구강내에서 인두로 넘어가는 음식물의 유동에 의하여 정확한 측정이 거의 불가능하다 할 수 있다.

따라서 이러한 여러 가지 제약을 극복할 수 있는 종합적이고도 인체에 유해하지 않는 인두기능의 진단을 위한 생체역학모델을 개발한다면 현재 잘 알려져있지 않는 인두의 작용기전과 기존의 임상에서의 유해하고도 번거로운 검사절차를 줄일 수 있게되며 보다 신뢰성 있는 진단방법으로 여러 가지 병리학적, 생리학적인 이상의 조기진단이 가능하게되며 환자치료후의 재활과정에도 유익할 것으로 사료된다. 이러한 인두의 생체역학적 모델구현을 위해서는 동력학(kinetics), 운동학(kinematics), 재료적성질(material property) 등에 관한 종합적인 연구가 선행되어야한다. 특히 인두조직의 재료적특성에 관한 연구는 현재까지 발표된바 없으며 이로인해 인두의 생체역학적 모델을 구현하는데 필요한 정확한 재료적특성에 대한 자료를 확보할 수 없는 단점으로 인해 인두의 기능적인 특성을 이해하는데 어려움을 겪고 있다. 이러한 인두의 기능적특성을 이해하고 궁극적으로는 임상에서 인두의 기능을 비관찰적인 방법으로 진단할수 있는 인두조직의 생체역학적 모델구현을 위한 본 연구의 중요성은 각종 요인으로 인한 인두장애 환자가 급증하고 있는 국내의 현실을 고려할 때 지대할 것으로 사료된다.

##### 1.2 인두의 해부학적 구조

해부학적으로 인두는 비강, 구강 및 후두의 뒤에서 두개골의 바닥으로부터 여섯째 경추끝까지 뻗어 있으며 식도로 이어진다. 인두는 구강과 위장, 비강과 폐의 중간에서 능동적으로 구강을 통해 섭취되는 음식물과 비강을 통해 흡입되는 공기의 통로역할을 하는 주요한 기관이다. 즉 구강을 통해 섭취되는 음식물(액체상태)을 연속적인 근육의 수축과 확대를 통한 연동운동을 이용하여 위장으로 전달할 수 있도록 해준다. 또한 인두는 비강을 통하여 흡입되는 공기가 막힘없이 폐로 전달될 수 있도록 해주는 통로역할도 수행하고 있다.

이러한 인두에 병리학적 혹은 생리학적 이상이 생기는 경우 이로인한 인두의 기능부전은 치명적인 결과를 초래할 수 있으며 특히 노령화와 함께 수반되는 인두기능의 약화는 조기발견이 되지않는 경우 여러 가지 합병증을 수반할 수 있다. 실제 임상에서 신뢰할 수 있는 인두기능의 부분적인 검사법으로는 비디오와 X선을 이용한 검사가 시행되고 있으며 근전도검사를 통한 국소

적인 인두근육의 활동을 측정하는 경우가 있다. 또한 비강을 통해 내시경이나 압력센서들을 삽입 인두강내의 조직이상과 압력을 관찰하는 경우도 있는데 각각의 검사법은 통증과 여러가지 인체에 유해한 요소를 지니고 있으며 종합적인 진단을 하기에는 몇가지 부족한 점이 있다. 이러한 점을 보완하고 인체에 대한 충격을 최소화하며 국소적인 여러가지 다른 검사에 의한 비효율성을 최대도로 개선한 컴퓨터에 의한 종합적인 진단모델의 개발을 위한 생체역학적 모델의 필요성이 대두되고 있다. 즉 이러한 인두의 생체역학적 모델을 통하여 인두근의 마비, 인두식도부의 협착, 인후암의 침윤, 암조직의 절제등으로 인한 인두강 내에서의 비정상 압력구배(pressure gradient)를 미리 예견할 수 있는 길을 열수 있다. 또한 의사들로 하여금 연하장애 환자들의 재활, 전기요법에 의한 치료, 윤상인두부의 절개, 설골의 현수고정 등에 의한 임상효과를 미리 컴퓨터로 시뮬레이션하여 그 결과를 예측해 볼 수 있게 된다. 더욱이 질병이나 노화로 인한 생리학적 혹은 병리학적인 인두근육조직의 변형에서 파생되는 효과를 미리 예견하여 임상에서의 치료계획을 수립하는데 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

인두가 지닌 해부학적 구조자체의 복잡성과 특이성으로 인해 임상에서 실제 적용할 수 있는 인두의 연하장애에 대한 체계적이고도 종합적인 연구결과는 얻기 어려운 상태이다. 또한 현재까지 인두의 연하장애에 대한 기초연구나 종합적인 진단시스템의 부재로 인해 환자들이나 임상에 종사하고 있는 인력들조차도 그 심각성을 발견하지 못하고 있는 실정이다. 따라서 이러한 종합 진단 시스템의 개발을 통하여 인두의 연하장애(Oropharyngeal dysphagia)에 대한 임상기초자료를 데이터 베이스로 구성하여 실제 임상에서의 유용한 자료로 이용함과 아울러 인두의 병리학적인 이상을 조기에 발견하여 환자의 치료나 치료후의 재활에 이용할 수 있을것으로 전망된다.

## 2. 연구방법

인두기능이 정상인 3명의 피검자(실험대상)로 하여금 10ml의 액체(barium paste)를 삼키도록하여 액체가 인두를 통과하는 동안 2차원 고속 CT에 의해 인두를 인정한 간격(7mm)으로 촬영하여 각단면에서의 2차원 영상데이터를 얻었다. 인두의 각단면에서의 영상데이터는 디지털데이터로 전환되어 3차원 영상의 재구성 (three-dimensional reconstruction)이 유효요소기법에 의해 이루어 졌다. 기준시심과 좌표는 CT촬영시 각단면에서 기록되도록 하였으며 10ml의 액체(barium paste)가 통과되는 과정을 관찰하였다. 이러한 각단면에서의 인두구조의 모양과 기준시심, 좌표들이 유효요소기법에 의한 인두의 생체역학모델의 입력데이터로 사용되었다. 3차원모델의 구성을 위하여 구조의상부(top level)가 고정되고 인두의 상부의 중심을 좌표축의 기준원점으로 정의되는 기본좌표축이 설정되었다. 각단면에서의 인두구조의 단면영상데이터는 기본좌표에 의해 변환되어 모델의 입력데이터로 사용되었다. 모델을 이용하여 추정된 인두구조의 기하학적 변화가 피검자를 대상으로 하여 고속CT로 촬영하여 얻어진 데이터와 비교되었다. 인두의 생체역학적모델은 인두를 구성하고 있는 각각의 근육에 의한 구조변형과 인두내부에 형성되는 압력, 즉 인두구조의 변화를 유지하는 변형과 힘에 대한 분석을 가능하도록 한다. 모델의 입출력변수는 좌표계에 근거하여 설정되었으며 좌표계의 X축은 내측(medial)에서 외측(lateral)으로, Y축은 전방(anterior)에서 후방(posterior)으로, Z축은 모델의 상부에서 하부로 이어지는 축으로 설정되었다. 경추(cervical spine)에 설정된 기준점(bony landmark)에 의해 인두의 구조가 3차원으로

재구성되었다. 모델은 실제의 인두구조는 인두를 구성하는 내측과 외측사이의 두께가 균일하지 않으나 해석을 단순화하기 위해 두께가 균일한구조로 가정하였다. 재료특성은 homogeneous & incompressible 재료로 가정하였으며 포아슨비(Poisson's ratio)는 적절한 값으로 주어졌다. 인두조직(pharyngeal tissue)의 modulus of elasticity, 비선형응력-변형률(nonlinear stress-strain)관계는 실험적에 의해 얻어진 데이터를 이용하였다. 본연구에서 모델의 주요한 변수는 인두의 각부분별 단면적과 구조의 변형을 나타내는 위치등이며 CT에 의한 각시간별 구조상의 변형이 컴퓨터에 의한 생체역학적 FEM모델에 의해 시뮬레이션한 결과와 비교되었다. 비교된 결과 발생한 차이(difference) 즉 오차는 최적화(optimization)과정을 거쳐 최소화되었다. 이러한 최적화과정은 미리 인두내에 형성되어지는 압력을 가정하여 시간에 따른 공간에서의 구조상의 3차원적 변형을 관찰하여 생체역학적인 모델을 이용 컴퓨터에 의한 시뮬레이션을 시행하였다. 인두내부에 형성되는 압력치를 변화시키면서 발생하는 구조상의 변형을 관찰하였다.

## 3. 연구결과 및 분석

생체역학적연구의 기본인 인두조직의 재료특성은 조사된 바 없으므로 본연구에서는 연조직의 특성인 점탄성의 실험적측정을 통하여 인두조직의 생체역학적 모델링을 시도하였다. 인두의 기능을 컴퓨터를 이용하여 시뮬레이션 할 수 있으며 이를 통한 정상인과 환자의 대비가 가능하고 환자의 조기발견을 성취할 수 있다. 본 연구에서는 인두의 각단면부에서 완전한 수축과 팽창의 한주기당 5가지의 시간에 따른 변형형태가 선택되었으며 각단면간의 거리는 7mm간격을 유지하였고 수축과팽창의 한주기는 0.7초정도가 경과된다. 전체인두의 구조에서 8개의 단면이 선택되었으며 단면의 최상층부분은 인두의 해부학적인 구조상 설하부(tongue base)에 해당하며 상층부에서 하단으로 7mm간격을 유지하면서 각 단면부에서 고속CT촬영에 의해 얻어진 2차원 영상데이터를 이용하여 3차원의 입체영상으로 재구성하였다. 이러한 자료를 이용하여 인두의 각 단면부에서 발생하는 동적(dynamic)인 구조변형과 장황적인 변형의 정도를 추정하였다. 그림1은 인두의 해부학적 구조와 각 단면을 나타내고 있다. 인두의 전체적인 구조에 대하여 고속CT 촬영시 선택한 단면1에서 단면8까지의 시간에 따라 5단계에 걸친 단면적의 변화를 그림2에 나타내었다. 이러한 인두의 각 부분에 대한 2차원 영상을 입력데이터로 이용 유효요소법에 의한 3차원의 입체구조로 재구성하였다. 이때 Swanson Tech.사의 ANSYS가 유효요소 프로그램으로 이용되었으며 이를 이용하여 재구성한 인두의 구조를 그림3에서 보여주고 있다. 그림4는 고속CT촬영에 의해 실제 얻어진 각단면에서의 변형에 의한 단면적의 변화와 컴퓨터모델에 의해 시뮬레이션하여 얻은 결과를 비교하여 시간에 따른 각단면에서의 인두의 압력치를 얻기위하여 최적화과정을 이용한 인두의 프로세스(process)를 보여주고 있다. 이때 실제CT에 의해 얻은 결과와 모델에 의한 시뮬레이션결과 사이의 차이가 %오차(error)로 정의하였고 이러한 오차는 그림4의 최적화과정을 거쳐 최소화되었다. 인두의 수축과 팽창시 각단면에서의 단면의 변형시 단면적의 변화와 인두내부에 형성되는 압력의 변화를 유효요소기법에 의한 생체역학모델을 이용하여 시뮬레이션하여 얻은 결과를 그림5에 나타내었다. 그림5의 결과와 A-P(Anterior-Posterior)방향의 결과를 이전에 보고된 연구결과와 비교하였으며 비교적 정확한 위치를 보여주었다.

연구결과 추정된 인두내부에 형성되는 압력은 2개의 다른

압력분포형태를 인두의 전체구조에서 상부의 4부분과 하부의 4부분이 보여주고 있다. 이러한 압력패턴의 차이는 해부학적인 구조상의 차이로 인해 발생하게되는 것으로 추정된다. 모델에 의해 추정된 인두내부에 형성되는 전체의 압력분포는 10-50 mmHg의 범위를 갖는다. 또한 상부의 4부분의 수축속도(contraction velocity)가 하부의 4부분에 비해 빠르게 나타나는 이유도 이러한 해부학적인 구조상의 이유와 하부구조에 좀더 높은 constraint가 걸리게됨을 알 수 있다. 즉 하부의 4부분들은 해부학적으로 운상인두(cricopharyngeal)와 갑상선(thyroid)연골들로 둘러싸여 있기 때문에 이부분에 대한 constraint로 작용하게 된다. 그러므로 각 단면에서 X축방향과 Y축방향으로의 변위가 상대적으로 상부의 4부분에 비해 적으며 따라서 단면적의 변형률도 감소하게 된다. 또한 수평방향(tras)으로의 변위가 전후방(Anterior-Posterior)으로의 변위에 비해 상대적으로 작은 것으로 관찰되었고 이또한 해부학적으로 인두의 후부에 위치하고 있는 경추(cervical spine)에 의해 전방으로의 변형이 두드러짐을 알 수 있다. 이러한 특징은 고속 촬영에 의해 얻어진 영상데이터와 Kahnilas et al. (5-6)에 의해서도 확인되었다. McConnel et al. (7)은 후두적출환자와 인두기능이 정상인 경우에 대해 인두의 기능시 형성되는 압력분포와 인두를 통과하는 Bolus에 관한 연구결과를 보고하였다. McConnel의 연구결과 10ml의 Bolus가 인두를 통과할 경우 인두내부에 형성되는 압력의 범위는 20-80 mmHg정도로 측정되었다. 유한요소법에 의한 인두의 생체역학모델에 의해 시뮬레이션한 결과와 CT에 의해 얻어진 결과를 비교한 결과 압력분포가 2-60 mmHg의 범위로 추정되었다. 본 연구에서는 인두기능의 작용시 각단면에서 발생하는 변형을 quasi-static한 분석방법에 의하여 조사하였다. 연구결과 인두의 각 부분에서 각기 다른 압력분포형태를 가지는 것이 확인되었다.

#### 4. 결론

인두기능장애가 있는 환자에 대한 적절한 치료를 위해서는 현재까지도 정확하게 알려지지 않고있는 인두의 작용기전에 대한 연구가 선행되어야 하고 이러한 연구는 인두의 생체역학적 모델에 대한 필요성을 증대시키고 있다. 인두의 생체역학적 모델은 인두조직의 재료적 특성, 구조적특성, 동역학적인 요소들 모두 포함하는 종합적인 모델이 되어야한다. 특히 정상인과 인두장애가 있는 환자의 경우와는 차이점이 존재하며 이러한 차이점에 대한 규명은 모델에 대한 여러 가지 조건을 달리 부여함으로써 가능하다.

##### 4.1 기대성과 및 활용방안

현재까지도 인두기능의 종합적이고도 신뢰성 있는 진단모델이 임상분야에서 실용화되어 있지 않으므로 본연구로 인해 이러한 난제를 극복할 수 있는 전기를 마련할 수 있을것으로 기대된다. 인후부(laryngopharyngeal region)는 해부학적 구조의 복잡성과 특이성으로 인해 현재까지도 인두부의 이상에서 발생하는 연하장애의 기전을 밝혀줄 수 있는 유용한 임상적인 기술의 부재로 어려움을 겪고 있는 실정이다. 따라서 본연구는 이러한 인두부의 생리학적 혹은 병리학적인 이상에서 발생할 수 있는 연하장애를 조기에 발견하고 인두기능의 비정상기전을 알아내수 있는 유용한 진단모델로 활용될 수 있을것으로 사료된다.

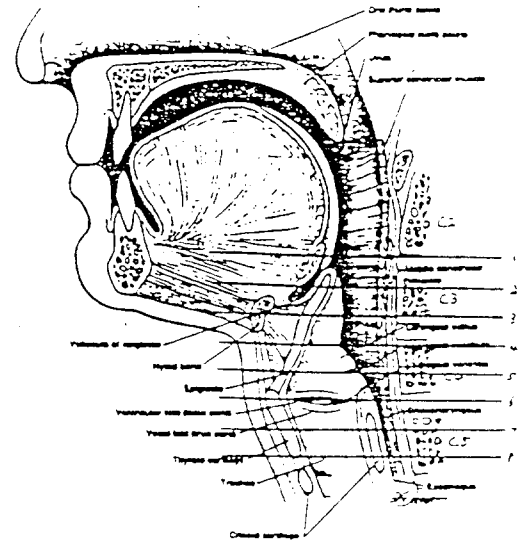


그림. 1 인두의 해부학적 구조와 고속CT 촬영시 선택된 8개의 단면부분

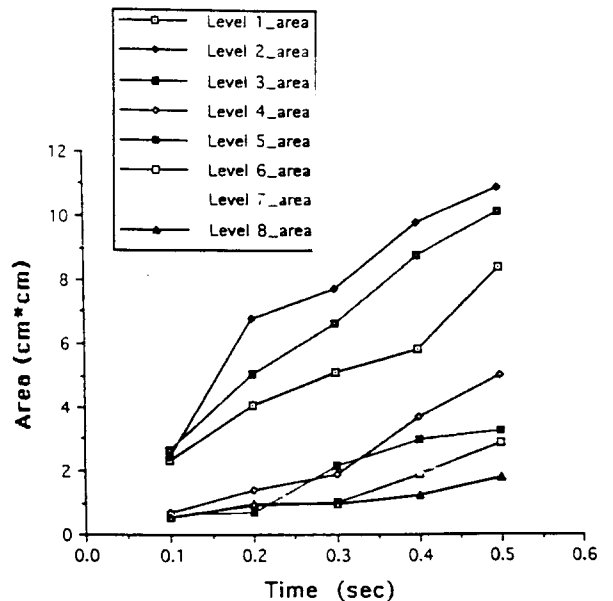


그림. 2 시간에 따른 인두의 각 부분에서의 단면적의 변화

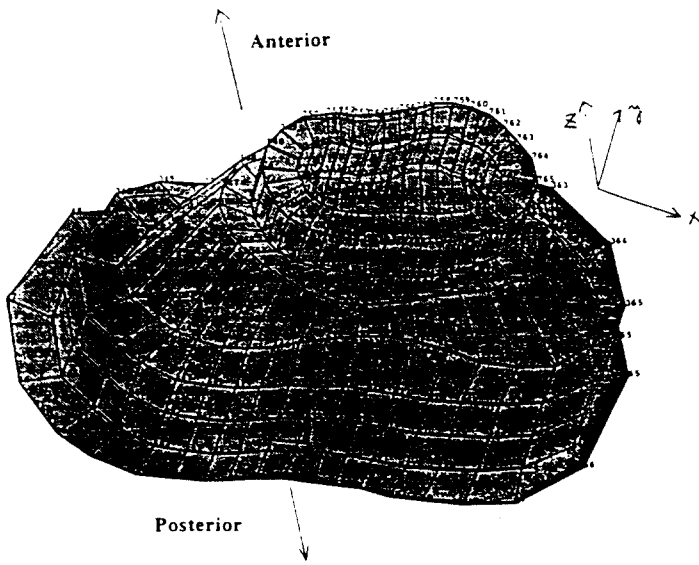


그림. 3 ANSYS 유한요소(FEM) 프로그램을 이용하여 인두를 3차원으로 재구성한 생체역학 모델

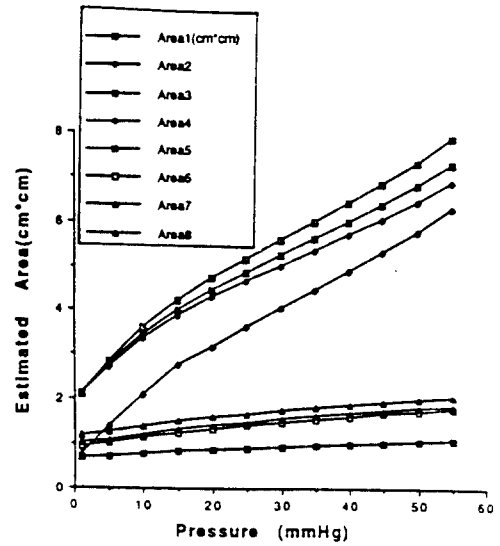


그림. 5 시뮬레이션에 의해 얻은 인두의 각 단면의 압력변화

### 참고문헌

- [1] D.M. Alessi, G. Berci. "Aspiration and nasogastric intubation", Otolaryngology Head Neck Surg, vol. 94, pp. 480-486, 1996
- [2] J. Dobranowski, J.M. Fitzgerald, F. Baxter, D. Woods. "Incorrect positioning of nasogastric feeding tubes and the development of pneumothorax", Can Assoc Radiol J, vol. 43, pp. 35-39, 1992
- [3] R.H. Jackson, K. Payne, B.R. Bacon. "Esophago-gastric perforation due to nasogastric intubation", T. Am J Gastroenterol, vol. 85, pp. 439-442, 1990
- [4] N. Moustoukas, M.S. Litwin. "Intracranial placement of nasogastric tube: an unusual complication", South Med J, vol. 76, pp. 816-817, 1983
- [5] P. Poudroux, P.T. Kahrilas. "Deglutitive tongue force modulation by volition, volume, and viscosity in humans", Gastroenterology, vol. 108, pp. 1418-1426, 1995
- [6] P.J. Kahrilas, S. Lin, J. Chen, J.A. Logemann. "Laryngeal accommodation to swallow volume", Radiology, vol. 194, pp. 575-579, 1995
- [7] F.M.S. McConnell, J.A. Logemann. "Examination after total laryngectomy using manofluorography", Head Neck Surg., vol. 9, pp. 3-12, 1986

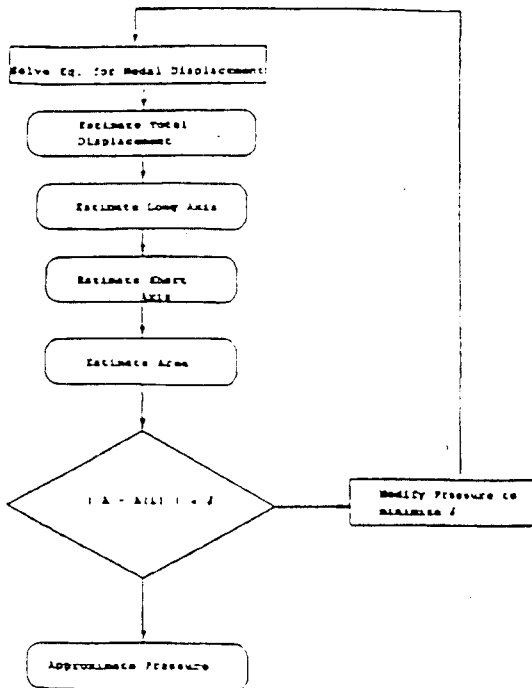


그림. 4 고속CT촬영에 의해 실제 얻어진 각 단면에서의 변형에 의한 단면적의 변화와 모델에 의해 시뮬레이션 하여 얻은 결과를 비교하여 각 단면에서의 인두의 최적압력을 얻기위한 과정