

인두조직의 점탄성특성의 수학적모델링에 관한 연구

김성민·김남현

연세대학교 의과대학 의용공학교실
(1998년 5월 18일 접수, 1998년 9월 30일 채택)

A Study on the Mathematical Modeling of Human Pharyngeal Tissue Viscoelasticity

S.M. Kim, N.H. Kim

Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine, Yonsei Univ.
(Received March 25, 1998, Accepted September 30, 1998)

요약 : Y.C. Fung[1]에 의한 연조직의 점탄성에 관한 수학적 모델이론 (Fung's Quasi-linear viscoelastic theory)을 이용하여 인간의 인두조직의 점탄성(viscoelasticity)특성을 측정하기 위하여 반복성하중(cyclic load), 응력완화(tensile stress relaxation), incremental load, 그리고 일축성인장(uniaxial tensile) 시험 등을 실시하였다. 실험적으로 측정된 인두조직의 점탄성특성이 이미 조사된 다른 조직의 점탄성특성과 정량적으로 비교되었다. 인두조직의 점탄성특성의 정량화를 위하여 Y.C.Fung의 수학적 모델이 적용되었는데 응력완화(tensile stress relaxation) 시험 측정결과로부터 도출된 표준화된 응력완화(reduced stress relaxation)함수 $G(t)$ 와 일축성인장(uniaxial tensile)시험에서 도출된 탄성반응(elastic response)함수 $S(t)$ 를 이용하여 시간에 따른 응력의 궤적을 산출하여 이를 반복성 하중(cyclic load)실험에서 측정된 결과와 비교, 분석하였다. 이러한 인두조직의 점탄성특성에 관한 연구결과는 향후 유한요소를 이용한 인두의 생체역학적 모델의 기본 데이터로 이용될 수 있다.

Abstract : A mathematical model of viscoelasticity on the material property of human pharyngeal tissue utilizing Y.C. Fung's Quasi-linear viscoelastic theory is proposed based on cyclic load, stress relaxation, incremental load, and uniaxial tensile load tests. The material properties are characterized and compared with other biological materials' results. The mathematical model is proposed by combining two characteristic functions determined from the stress relaxation and uniaxial tensile load tests. The reduced stress relaxation function $G(t)$ and elastic response function $S(t)$ are obtained from stress relaxation test and uniaxial tensile load test results respectively. Then the model describing stress-time history of the tissue is implemented utilizing two functions. The proposed model is evaluated and validated by comparing the model's cyclic behaviour with experimental results. The model data could be utilized as an important information for constructing 3-dimensional biomechanical model of human pharynx using FEM(Finite Element Method).

Key words : Pharyngeal tissue, Viscoelasticity, Biomechanical model, Fung, Quasi-linear viscoelasticity, Cyclic load, Tensile stress relaxation, Incremental load, Uniaxial tensile test

서론

인두의 기능 중에서도 가장 중요한 기능은 구강내에서 액체상태로 되어 인두를 통해 식도로 들어가는 음식을 인두근육의 수축과 팽창에 의한 연동운동으로 막힘없이 전달해 주는 역할이라 할 수 있는데 이 과정에서 인두강내에 형성되는 압력에 의해

음식을 아무런 어려움 없이 식도로 전달이 가능하게 된다. 이러한 인두강내의 압력이 생리학적 혹은 병리학적인 이상이나 구조적인 변형에 의해 이상이 오는 경우 연하곤란(dysphagia)이 발생하게 된다.

연하곤란은 뇌졸중이나 외상성 뇌손상을 입은 환자에서 적지 않게 보고되고 있으며[12], 이로 인한 합병증[11]을 생각할 때에 예방 및 치료가 필수적이라 하겠다.

뇌졸중 후 연하곤란은 30%에서 45%까지 발생한다고 보고되

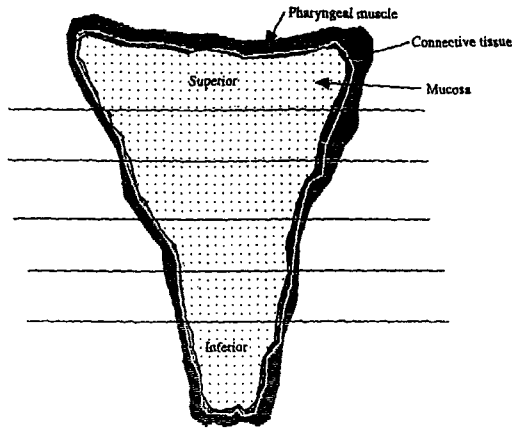


그림 1. 인두조직의 개략도 (인두 후부).
Fig. 1. Schematic diagram of whole pharyngeal tissue(Posterior pharyngeal wall)

며, 기능적 손상뿐만 아니라, 탈수, 흡인성폐렴에 의한 높은 사망률 등의 결과를 초래한다. 연하곤란에 따른 장기간의 비관 식이는 비관의 거치 이상(misplacement), 식도 손상, 천공, 흡인성폐렴, 기흉 등의 문제를 일으키며[13], 연하곤란은 재활의학 영역에서 뇌졸중 및 외상성 뇌손상 환자에서 자주 접하는 증상으로, Gorden등[16]에 의하면 급성 뇌졸중 환자의 45%에서, Mackay등[22]에 의하면 심한 뇌손상을 받은 환자들의 51%에서 연하곤란증이 있다고 보고되고 있다. 연하곤란은 환자가 느끼는 불편감이 심하며, 영양실조[15]나 흡인성 폐렴 등[18] 등의 합병증으로 인해 사망으로까지 이어질 수 있다는 점에서 객관적인 진단 및 치료가 필수적이라고 하겠다.

연하곤란의 진단에 있어서는 환자에 대한 병력 청취[17] 및 이학적 검사가 가장 중요하고 기초적이지만 침상 평가만 가지고는 환자의 치료 및 예후의 방침을 결정하는 데에는 부족하다[25]. 이를 위해서 여러 가지 방법들이 시도되고 있으며 그중 비디오투시검사[19]가 가장 표준적이며 환자에게 적절한 치료를 하기 위해서는 필수적인 검사로 받아들여지고 있다[24]. 최근에는 초음파 내시경 검사[21] 및 ECG[26], 식도내압검사(manometry)[14], FES[20] 등의 검사 방법들이 시도되고 있으나 이를 이용하여 산출된 결과들을 객관적인 지표로 받아들이기에는 아직 많은 문제점들이 남아 있다. 현재 비교적 간단하게 시행할 수 있는 섭광조영검사를 이용한 연하곤란증의 진단 방법들이 제시되고 있으며, 비디오투시검사에 비해 정량적 측정이 가능[3]하다는 장점이 있다.

연하곤란을 정확하게 해석하는 데에는 비디오 투시검사상 나타난 정량적인 이상소견이외에 정성적인 분석이 뒷받침되어야 한다.

연구목적

해부학적으로 인두는 비강, 구강 및 후두의 뒤에서 두개골의 바닥으로부터 여섯째 경추골까지 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 막힘 없이 폐로 전달될 수 있도록 해주는 통로역할도 수행하고 있다.

인두의 생체역학적 모델을 구현하기 위해서는 여기에 필요한 인두조직의 재료적 특성 특히 모델의 시간에 따른 동적 특성을 해석하기 위해서 인두조직의 점탄성(viscoelasticity)에 대한 연구가 선행되어야한다. 인두부의 생리학적 혹은 병리학적인 이상에서 파생되는 연하곤란 환자의 경우 일상적인 몇 가지 진단 과정을 거치고 있으나 여러 가지 제약으로 인해 정확한 진단을 내리기 어렵거나 진단과정상의 인체에 대한 손상과 부작용을 수반하는 경우가 대부분을 차지하고 있다.

따라서 이러한 여러 가지 제약을 극복할 수 있는 종합적이고도 인체에 유해하지 않는 인두기능의 진단을 위한 생체역학모델을 개발한다면 현재 잘 알려져 있지 않은 인두의 작용기전과 기존의 임상에서의 유해하고도 번거로운 검사절차를 줄일 수 있게 되며 보다 신뢰성 있는 진단방법으로 여러 가지 병리학적, 생리학적인 이상의 조기진단이 가능하게되며 환자치료후의 재활과정에도 유익할 것으로 사료된다. 인두의 생체역학적 모델구현을 위해서는 동력학(kinetics), 운동학(kinematics), 재료적 성질(material property) 등에 관한 종합적인 연구가 선행되어야한다. 특히 인두조직의 재료적 특성에 관한 연구는 현재까지 발표된바 없으며 따라서 본 연구는 각종 요인으로 인한 인두장애 환자가 급증하고 있는 국내의 현실을 고려할 때 인두조직의 생체역학적 모델구현을 위한 점탄성특성에 대한 수학적 모델을 제시하고자 한다.

따라서 본 연구는 Y.C.Fung에 의해 정립된 연조직의 점탄성 이론에 근거하여 인두조직의 점탄성 특성에 관한 수학적 모델을 구현하여 인두의 생체역학모델을 위한 기본자료를 제공하고자 한다.

실험방법

1. 인두조직의 적출(Pharyngeal tissue dissection)

모두 남성으로서 병력이나 조직상의 이상이 전혀 없는 완전한 상태의 인두조직이 신선한 3구의 사체로부터 제공되었다. 각 대상으로부터 제공된 인두조직은 후부(posterior)와 측부(lateral)

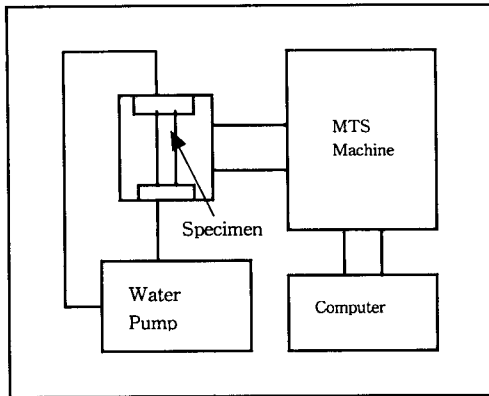


그림 2a. 실험장치
Fig. 2a. Experimental apparatus

에 점막이 형성되어 있고 수축성 근조직과 연계조직으로 구성되어 있다. 인두조직의 상부는 수축성 근조직의 상단부에 해당되며 조직의 하단부는 설골(hyoid bone), 후두연골(laryngeal cartilage), 하악골(mandible) 등에 연계된 연조직으로 구성되어 있다.

인두조직의 전체적인 모양은 해부학적인 관점에서는 부분적으로 깔때기 모양과 유사하며 실험대상으로부터 조직을 절개하여 펼친 모양은 편평한 프라이팬 모양처럼 보인다. 전체의 인두조직에서 회방향으로 절제하여 1구의 사체에서 총6개의 시편을 채취하여 실험전 길이, 너비, 두께를 버니어 캘리퍼스로 측정하였다. 인두조직은 평균 길이 10cm, 너비 8-4cm, 두께 0.3-0.5cm 정도로 측정되었으며 실험대상으로부터 전체조직을 떼어낸 후 48시간 이내에 실험을 시행하였다.

2. 실험장치(Experimental Apparatus) 및 시험시료의 준비 (Test Specimen Preparation)

1구의 사체에서 떼어낸 전체인두조직으로부터 그림 1과 같이 횡방향(Tissue fiber orientation)으로 총 6개의 시료를 준비하였다. 준비된 각 시료는 평균 길이 5-6cm, 넓이 1-1.5cm, 그리고 두께 0.3-0.5cm로 측정되었다. 사체는 전부 남자로서 연령은 65세에서 73세사이의 사체에서 적출한 조직을 시편으로 사용하였다. 실험기간 중 각 시료의 재료적 성질의 변형을 방지하기 위하여 Ringer액에 보존하였다.

본 연구를 위한 일련의 시험들(cyclic load, tensile stress relaxation, incremental step load, uniaxial tensile tests etc.)이 일축성 유압식 MTS 시스템(그림 2a.)을 통해 실행되었다. 본 연구에서 실험과정중 각 시험에서의 시료를 실제로 시험하기전 calibration과정시 약간의 Preconditioning cycle을 부가하였습니다. 실험데이터의 수집과 인장속도를 조절하기 위해 특별히 고안된 Assyst라는 프로그램을 사용하였으며 모든 실험은 컴퓨터에 의해 조종되고 결과는 자동으로 컴퓨터를 통해 디스켓에 저장되었다.

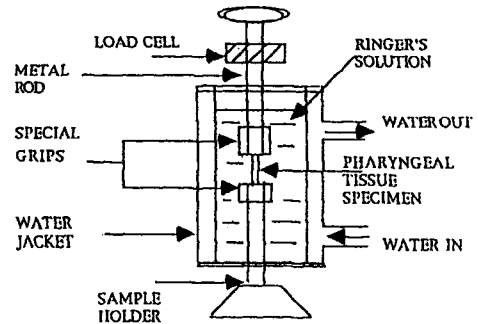


그림 2b. 실험장치
Fig. 2b. Experimental apparatus

3. 실험절차(Experimental Procedures)

각 시료는 시험 전에 정확한 응력값을 계산하기 위하여 치수를 측정하였으며 모든 시료는 실험기간 중에 인체의 조건과 유사하도록 체온과 동일한 37℃에서 생리적 식염수인 Ringer액에 담근 채 시행되도록 하였다(그림 2b.).

실험의 정확성과 결과의 신뢰성에 결정적인 효과를 미치는 시료의 미끄러짐(slip)을 방지하기 위하여 실험에 사용되는 연조직의 시료 양단을 고정시키기 위하여 grip부분에 톱니모양의 결끄러운 표면처리를 하여 미끄러짐방지를 위해 특별히 고안된 grip을 사용하였다. 일반적으로 연조직의 인장시험과정에서의 시료의 미끄러짐 현상은 실험결과와 신뢰성에 결정적인 효과를 미치게됨으로 이러한 현상의 방지가 실험의 성공여부에 직결된다.

전체 인두조직으로부터 준비된 6개의 시편을 이용하여 위에서 언급된 일련의 시험을 시행하였다. cyclic load test, tensile stress relaxation test, incremental step load test, uniaxial tensile test를 포함한 시험을 시행하였다.

실험결과 및 고찰

먼저 시료의 응력과 인장비(λ)를 다음과 같이 정의하였다. 여기서 인장비(λ)는 변형률(strain)과 같다.

$$\sigma = \text{internal force}/\text{initial undeformed cross-sectional area}$$

$$\lambda = \text{deformed specimen length}/\text{initial specimen length}$$

Cyclic load test는 1초동안 인장비λ=1.15와 λ=1.25 사이에서 각각의 인장비에 해당하는 하중을 인가하여 시행되었다. 각기 다른 실험대상(사체)으로부터 준비된 3개의 시편을 시험하였다. 본실험의 경우 initial length set-up을 1초의 주기내에서 λ=1.15에서 λ=1.25의 인장비에 맞추어 λ=1.15에서 λ=1.25까지 인장시킨후 다시 λ=1.15로 줄이는 반복적 인장시험을 실시하였다. 이러한 시험의 전형적인 결과가 8 주기(1주기/초)에 대하여 그림 3에 나와있고 분석결과 응력완화(stress relaxation)현상이 일어나는 것이 관측되었다. 동일한 과정을 거쳐 각

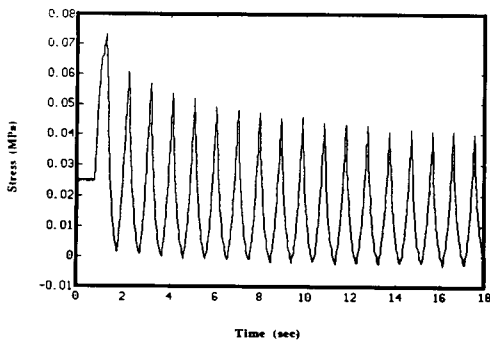


그림 3. 반복성 하중 실험 결과
Fig. 3. Cyclic load test result

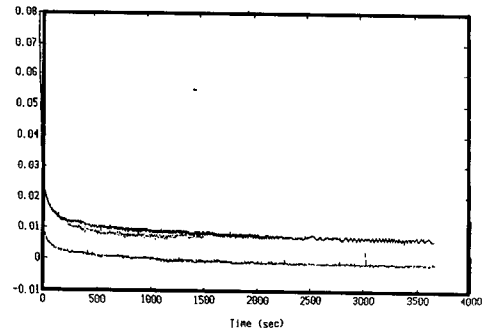


그림 4. 응력 완화 실험 결과
Fig. 4. Stress relaxation test result

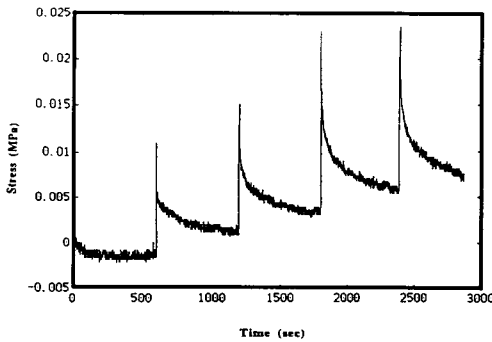


그림 5. Incremental step load 실험 결과
Fig. 5. Incremental step load test result

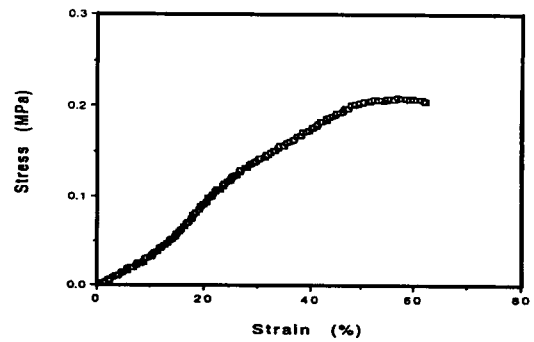


그림 6. 일축성 인장 실험 결과
Fig. 6. Uniaxial tensile load test result

각의 사체로부터 준비된 3개의 시편에 대하여 응력완화시험 (stress relaxation test)이 $\lambda=1.25$ 의 인장비(extension ratio)에서 시행되었으며 이에 대한 결과가 그림 4.에 나와있다. $\lambda=1.25$ 의 비교적 높은 인장비(extension ratio)에서의 응력은 최초 13분 이내에 relaxation 상태에 도달한다. incremental step load test는 매 10분마다 인장비(extension ratio) λ 를 $\lambda=0.05$ 간격으로 증가시키면서 응력완화(stress relaxation)현상을 관찰하였으며 10분의 시간간격은 stress relaxation에서 관찰된 결과를 근거로 하여 설정되었다. 이것에 대한 대표적인 결과가 그림 5.에 나타나있다.

이러한 시험들과 더불어 일축성 인장시험(uniaxial tensile stress test)이 1.0mm/초의 인장속도로 시행되었으며 그림 6.에 결과가 나타나 있다.

Quasi-linear viscoelastic characterization

인두조직의 재료적 특성 특히 점탄성특성을 해석하기 위하여 reduced stress relaxation 함수와 elastic response 함수가 실험

결과로부터 결정되었으며 Y.C.Fung의 점탄성이론을 적용하면 stress relaxation 함수 $\sigma[\epsilon(t), t]$ 는 변형률(strain)과 시간에 의존하며 수학적으로 다음과 같이 두 함수의 convolution으로 나타낼 수 있다.

$$\sigma[\epsilon(t), t] = G(t) * S \tag{1}$$

ϵ 은 변형률, t 는 시간을 각각 나타내며 S 는 “elastic response function”을 $G(t)$ 는 “reduced stress relaxation function”이며 $G(t=0)=1$ 이다.

이때 elastic response는 변형률의 지수함수형태로 나타낼 수 있으며 다음과 같이 나타낼 수 있다[27].

$$S = A(e^{B*\epsilon} - 1) \tag{2}$$

여기서 elastic response 함수의 계수를 나타내는 A 와 B 는 상수이며, 일축성인장시험의 결과로부터 도출되는 응력과 변형률의 관계로부터 얻어진다. 그림 6.으로부터 얻어진 계수 A , B 는 다음과 같다.

$$A = 0.19078 \text{ MPa}$$

$$B = 0.02265$$

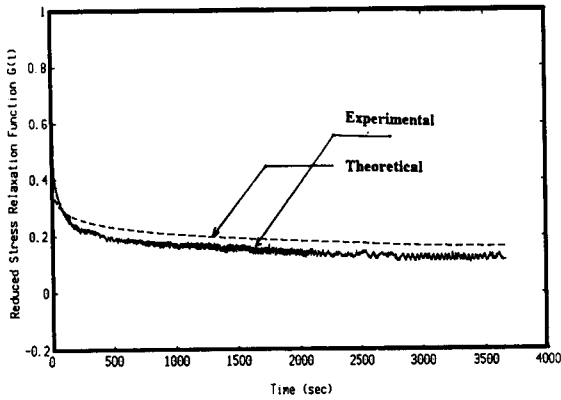


그림 7. 표준화된 응력완화 (실험치)
Fig. 7. Reduced stress relaxation (experimental values)

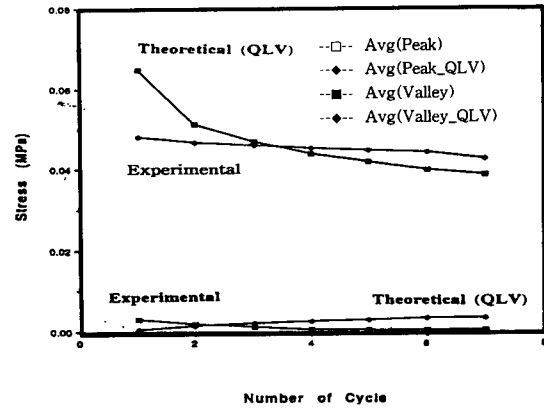


그림 8. 반복성 하중실험 (실험치와 이론해석치)
Fig. 8. Cyclic load test (experimental & theoretical values)

인장속도 a 는 시험중 상대적으로 일정하게 유지되었으므로 λ 와 같은 변형률 ϵ 은 시간에 따른 선형함수로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\epsilon = at \tag{3}$$

Quasi-linear viscoelastic이론에 의하면 식(1)은 다음과 같이 나타낼 수 있다. 즉

$$\begin{aligned} \sigma(t) &= \int_{-\infty}^t G(t-\tau) \dot{S}(\tau) d\tau \\ &= \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial S(\epsilon)}{\partial \epsilon} - \frac{\partial \epsilon}{\partial \tau} d\tau \end{aligned} \tag{4}$$

여기서 reduced stress relaxation function은 다음과 같은 함수의 형태로 나타낼 수 있다[28].

$$G(t) = \frac{[1 + C[E_1(t/\tau_2) - E_1(t/\tau_1)]]}{[1 + C \ln(\tau_2/\tau_1)]} \tag{5}$$

여기서 $E_1(t) = \int_0^\infty \frac{e^{-t}}{t} dt$ 로 나타내는 지수함수의 적분(exponential integral function)형이며, C , τ_1 과 τ_2 등은 각각 실험결과로부터 얻어지는 상수이다. Stress relaxation test 결과로부터 얻어지는 데이터는 reduced stress relaxation 데이터로 전환되며 이것은 실험치 $G(t)$ 를 $t=0$ 일 때의 $G(0)$ 로 나누는 normalize과정을 거치게되어 이루어진다. 실험으로부터 얻은 $G(t)$ 가 그림 7.에 나타나 있고 이 결과로부터 얻어진 인두조직의 점탄성을 나타내는 함수의 계수인 C , τ_1 과 τ_2 값은 다음과 같이 구해졌다.

$$\tau_1 = 0.01145 \text{ sec.}, C = 0.571, \tau_2 = 62000 \text{ sec.}$$

식 (2)와 식(3)를 식 (4)에 대입하면 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$\sigma(t) = ABa \int_0^t G(t-\tau) e^{aB\tau} d\tau \tag{6}$$

식 (6)에서 $u = t-\tau$ 와 $du = -d\tau$ 를 대입하여 식을 정리하면,

$$\sigma(t) = ABa e^{aBt} \int_0^t G(u) e^{-aBu} du \tag{7}$$

식 (7)을 이용하여 최초 8주기동안의 cyclic load test 결과와 비교하였다. 이때 각각의 주기동안 평균응력값의 최고 최저값을 실험결과와 식 (7)에서 구한 결과를 비교하여 그림 8.에 표시하였다. 그림 8.에서 첫 번째 주기에서 실험 값과의 최초의 격차를 제외하곤 전체적으로 주기가 진행함에 따라서 격차가 감소하는 것을 알 수 있다. 이러한 격차가 발생하는 이유로는 reduced relaxation 함수 $G(t)$ 와 elastic response 함수 S 가 서로 convolution이 되면서 두함수가 곱해진 형태로 적분되기 때문에 각각의 함수 자체는 실제 실험치의 근사된 함수이므로 각각의 오차가 곱해지기때문으로 추정된다. 따라서 Y.C.Fung의 Quasi-linear viscoelastic theory를 이용하여 인두조직의 수학적인 점탄성모델을 구할 수 있으며 어느 정도의 허용오차를 감수한다면 실제로 인두에 대한 생체역학적인 모델을 구현하는데 있어서 중요한 자료로서 이용될 수 있다.

생리적으로 매우 중요한 기능을 담당하고 있는 인두조직에 대한 재료적 성질은 상대적으로 잘 알려져 있지 않으며 특히 연조직의 경우 구조자체에 대한 기능적 해석을 위해 필요한 기본적인 특성인 재료적 특성에 대한 연구는 전무한 상태이다. 따라서 이러한 실험적으로 결정된 인두조직의 점탄성은 다른 연구에서 보고된 연조직의 결과와 비교·분석을 통하여 그 특성을 유추할 수 있다.

이러한 연구는 과거의 인체의 다른 조직에 대한 cyclic load, stress relaxation, incremental load, 그리고 일축성 인장시험 등을 통해 얻은 결과와 비교하였을 때 모든 조건에서 정성적인 유사성을 발견할 수 있었으며 일례로 인두조직의 stress relaxation 시험결과 relaxation되는 속도가 비교적 빠른 것으로 관찰

되었다. 다른 재료들의 점탄성특성과 비교하여 본 결과 인체의 인두조직은 마치 짧은 메모리를 가진 물질과 같은 성질을 보여 준다. 이러한 결과는 과거에 보고된 이와 유사한 인체의 다른 조직에 대한 연구[9,10] 에서 알려진 stress relaxation 형태와 유사하였다.

결과적으로 Y.C.Fung의 Quasi-linear viscoelastic theory에 기초한 인두조직의 재료적특성, 특히 점탄성모델에 대한 실험치와의 비교는 이러한 형태의 모델을 통하여 조직의 시간에 따른 변형을 예측할 수 있는 가능성을 보여주었다.

식 (7)은 인두조직의 이러한 점탄성특성을 나타내주는 stress relaxation과 cyclic behaviour를 포함하는 하나의 시간에 따른 함수임을 잘 보여주고 있다. Pinto, et al[7]와 Johnson, et al [8]에 의한 연구에서도 이와 유사한 결과를 확인 할 수 있다.

결 론

본 연구에서는 Y.C.Fung에 의해 제안된 Quasi-linear viscoelastic theory에 의한 인두조직의 점탄성특성의 수학적 해석모델이 구현되었는데 이러한 모델을 구성하는 파라메타들은 실험적인 방법 즉 stress relaxation test로부터 도출한 reduced stress relaxation function과 일축성 인장시험에서 구한 지수함수형태의 elastic response로 알려진 함수에서 구하였다. 이러한 reduced stress relaxation function과 지수함수형태의 elastic response의 수학적 convolution을 시행하여 시간에 따른 응력의 주기적 변형상태를 해석할 수 있는 함수를 도출하여 실험적으로 구한 결과와 비교하였다. Cyclic load test 실험결과와 이론적으로 구한 모델과 비교한 결과 초기에 발생하는 오차를 제외한 이후의 시간에 따른 변화에서는 비교적 일치하는 것을 관찰하였으며 따라서 이러한 모델이 인두조직의 점탄성특성을 잘 나타낼 수 있음을 확인하였다.

이러한 연구의 결과는 곧바로 인두의 생체역학적 모델에 이용되어 인두의 기능을 컴퓨터를 이용하여 시뮬레이션 할 수 있으며 이를 통한 정상인과 환자의 대비가 가능하고 환자의 조기발견을 성취할 수 있다.

인두기능장애가 있는 환자에 대한 적절한 치료를 위해서는 현재까지도 정확하게 알려지지 않고 있는 인두의 작용기전에 대한 연구가 선행되어야 하고 이러한 연구는 인두의 생체역학적 모델에 대한 필요성을 증대시키고 있다. 인두의 생체역학적 모델은 인두조직의 재료적 특성, 구조적 특성, 동력학적인 요소를 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.

향후의 연구과제는 나이, 성별, 질병이나 다른 형태의 이상에 의한 조직의 변형이나 효과에 대한 조사가 이루어져야 하리라고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Fung, Y.C.B., "Stress-strain history relations of soft tissues in simple elongation. Biomechanics: Its foundations and objectives, eds.", Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, N.J., pp. 181-208, 1972
2. McConnel FMS, Mendelsohn MS, Logemann JA, "Examination after total laryngectomy using manofluorography", Head Neck Surg Vol. 9, pp. 3-12, 1986
3. Brasseur JG and Dodds WJ, "Interpretation of intraluminal manometric measurements in terms of swallowing mechanics", Dysphagia, Vol. 6, pp. 100-119, 1991
4. Logemann JA, Kahrilas PJ, Begelman J, and Pauloski BR, "Interactive computer program of biomechanical analysis of videofluorographic studies of swallowing", AJR, Vol. 153, pp. 277-280, 1989
5. Danko Cerenko, Fred MS, McConnel and Richard Jackson, "Quantitative assessment of pharyngeal bolus driving forces", Otolaryngology Head and Neck Surg., Vol. 100, No. 1 Jan., pp. 57-63, 1989
6. Bosma JF, "Deglutition: Pharyngeal stage", Physiocal Reviews, Vol. 37, pp. 275-300, 1957
7. Pinto JG, patitucci PJ, "Visco-elasticity of passive cardiac muscle", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 102, pp. 57-61, 1980
8. Johnson GA, Rajagopal KR, Woo SLY, "A single integral finite strain(SIFS) viscoelastic model of ligaments and tendons", ASME BED-Vol. 22, pp. 245-248, 1992
9. Woo SLY, Akeson WH, and Jemmott GF, "Measurements of nonhomogeneous, directional mechanical properties of articular cartilage in tension", Journal of Biomechanics, Vol. 9, pp. 785-791, 1976
10. Alipour-Haghighi F, Titz IR, "Viscoelastic modeling of canine vocalis muscle in relaxation", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 78(6), pp. 1939-1943, 1985
11. Finestone HM, Greene-Finestone LS, Wilson ES, Teasell RW, "Malnutrition in stroke patients on the rehabilitation service and at follow-up: prevalence and predictors. Arch Phys Med Rehabil Vol. 76, pp. 310-316, 1995
12. Gordon C, Hower RL, Wade DT, "Dysphagia in acute stroke, Br Med J vol. 295, pp. 411-414
13. Alessi DM, Berci G, "Aspiration and nasogastric intubation, otolaryngol Head Neck Surg Vol. 94, pp. 486-480, 1986
14. Elidan J, Shochina M, gonon B, Gay I, "Manometry and

- electromyography of the pharyngeal muscles in patients with dysphagia*, Arch Otolaryngol Head Neck Surg Vol 116, pp. 910-913, 1990
15. Finestone HM, Greene-Finestone LS, Wilson ES, Teasell RW, *Malnutrition in stroke patients on the rehabilitation service and at follow-up: prevalence and predictors*. Arch Phys Med Rehabil Vol. 76, pp. 310-316, 1995
 16. Gordon C, Hower RL, Wade DT, *Dysphagia in acute stroke*, Br Med J Vol. 295, pp. 411-414, 1987
 17. Hendrix TR, *Art and science of history taking in the patient with difficulty swallowing*, Dysphagia Vol. 8, pp. 69-73, 1993
 18. Hickling K, Howard R, *A retrospective survey of treatment and mortality in aspiration pneumonia*, Intensive Care Med Vol. 14, pp. 617-622, 1988
 19. Johnson ER, McKenzie SW, Rosenquist CJ, Lieberman JS, Sievers AE, *Dysphagia following stroke: Quantitative evaluation of pharyngeal transit times*, Arch Phys Med Rehabil Vol. 73, pp. 419-23, 1993
 20. Kidder TM, Langmore SE, Martin BJ, *Indications and techniques of endoscopy of cervical dysphagia: comparison with radiographic techniques*, Dysphagia Vol. 9, pp. 256-261, 1994
 21. Lorenz R, Jorysz G, Classen M, *The value of endoscopy and endosonography in the diagnosis of the dysphagic patients*, Dysphagia Vol. 8, pp. 91-97, 1993
 22. Mackay LE, Bernstein BA, Champman PE, Morgan AS, Milazzo LS, *Early intervention in severe head injury: long-term benefits of a formalized program*, Arch Phys Med Rehabil Vol. 73, pp. 635-641, 1992
 23. Muz J, Hamlet S, Mathog R, Farris R, *Scintigraphic assesment of aspiration in head and neck cancer patients with trachestomy*, Head Neck Vol. 16, pp. 17-20, 1994
 24. Palmer JB, Kuhlemeier KV, Tippet MA, Lynch C, *A protocol for the videofluorographic swallowing study*, Dysphagia Vol. 8, pp. 209-214, 1993
 25. Splaingard ML, Hutchins B, Sulton LD, Chaudhuri G, *Aspiration in rehabilitation patients: videofluoroscopy vs bedside clinical assesment*, Arch Phys Med Rehabil Vol. 69, pp. 637-640, 1988
 26. Schultz JL, Perlman AL, VanDale DJ, *Laryngeal movement, oropharyngeal pressure, and submental muscle contraction during swallowing*, Arch Phys Med Rehabil Vol. 75, pp. 183-188, 1994
 27. Kennedy, J. C., Weinberg, H. W. and Wilson, A. S., *The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and morphological studies.*, J. biomech. Engng. Vol, 112, pp. 147-152, 1974
 28. Chen, Y. L. and Fung, Y. C., *Stress-strain history relations of rabbit mesentery in simple elongation.*, Inproc. Biomech. Symp. ASME. Vol. ADM-2, pp. 9-10., 1973