

◆특집◆ 생체공학

연결합조직의 기계적 특성

전경진*

Mechanical Properties of Soft Connective Tissues

Keyoung Jin Chun*

Key Words : stress-strain(응력-변형률), viscoelasticity(점탄성), ligament(인대), tendon(건), morphology(형태학), failure test(파단 시험), cyclic test(주기 시험), mathematical model(수학적 모델)

1. 서론

우리 몸 내부의 연결합조직(soft connective tissue)들은 일상 생활의 동작 특히 운동 중일 때 힘(force)과 변형(deformation)상태에 놓여지게 된다. 이 힘과 변형을 특성상 기계적인 반응이라고 표현한다. Soft connective tissue들은 일반적으로 인대(ligament)나 건(tendon)들을 말하는데, 이들은 다른 결합조직(connective tissue) 중 하나인 뼈(bone)에 비해서 훨씬 부드럽기(soft)하기 때문에 연조직(soft tissue)라 불린다.

인체의 손상 즉, 외상의 경우 tendon이나 ligament들에 걸리는 힘과 변형의 크기들에 관한 연구가 많이 진행되어 왔다. 여기서의 연구는 ligament와 tendon의 생체역학(biomechanics)과 관련된 실험과 수학적 모델링 등을 통하여 그들의 특성을 분석하는 것이다.

우리의 몸에 있어서 힘을 전달하는데 근육(muscle)과 tendon들의 복합적인 기능은 아주 중요하다. 그러나 muscle mechanics에 관한 연구는 범위 밖으로 남겨두겠다. Ligament와 tendon의 기능적 및

역학적인 반응 시험을 위한 동질의 기반을 제공하기 위하여 우리는 ligament와 tendon들의 생물학적 구조를 먼저 알아야 하고, 이들의 기계적 특성을 파악하기 위하여 수학적, 역학적 모델들을 제시하여야 한다.

연속기계역학(Continuum mechanics)의 원리들은 soft tissue 반응의 유동학적, 구조학적, 그리고 연속적인 모델에 비교적 잘 작용되며 이 연속적 개념들은 soft tissue들의 수학적 모델들을 논하기 전에 먼저 나타내어져야 한다. Ligament와 tendon의 기계적 특성들은 뼈나 근육으로부터 분리된(isolated) 상태의 시편뿐만 아니라 bone-ligament-bone 상태의 시편들의 힘-변형 반응과 time-dependent한 반응 등을 통하여 실험적으로 충분히 나타내져야 한다. Tendon과 ligament들은 점탄성(viscoelastic)물질들이기 때문에 strain rate sensitivity, relaxation, creep 그리고 hysteresis 등이 논의되어야 한다.

또 파단(failure) 특성, immobilization, 나이 관련 영향 등에 대해서도 논의되어야 한다.

2. Soft Connective Tissue의 형태학

Ligament와 tendon들은 Fig.1에 나타난 바와 같이 light microscope상에서 볼 때 잔주름이 진(crimped)파도 형상을 가지고 있다. 이 crimping들은 collagen fibril들에서 관찰이 되며, 이 crimp들은

* 한국생산기술연구원, 수석연구원

Tel. 041-589-8414, Fax. 041-589-8413

Email kjchun@kitech.re.kr

생체역학, 실비공학, 기계역학분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다. 현, 한국정밀공학회 생체공학부문 위원장.

초기 loading이 작게 주어졌을 때 나타나며 평면상의 zigzag 모양을 이루고 있다.

구조 조직에서 다음 위의 단계는 fiber이다. 이 fiber는 matrix에 의해서 함께 결속된 평행한 fibril들의 다발이다. 이 fiber들은 지름의 크기가 1~2 μ m이며, 직선형이거나 파도모양의 형태를 이루고 있다.

이 fiber의 길이는 알려져 있지 않지만 전체 tendon의 길이에 해당한다고 생각된다.

Primary fiber bundle은 endotenon이라 알려진 것으로 fibrous connective tissue로 둘러싸인 fiber들의 집합체이다. 이것의 지름은 그 tissue의 크기에 따라 변화한다. Fascicle이라 불리는 이들 주요다발의 한 그룹은 epitenon이라는 막에 의해서 둘러싸여 있다. Fibril들의 축 선상의 정렬에 의해서 crimp된 모양으로 남아있는 fascicle은 기계적인 실험을 할 수 있는 가장 작은 구조이다 (Fig.2 참조).

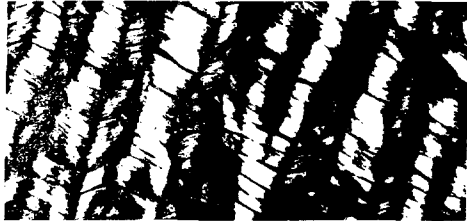


Fig. 1 Photomicrograph of collagen fiber bundles from human semitendin tendon in longitudinal section (X300). Note the crimped pattern of the fascicles.

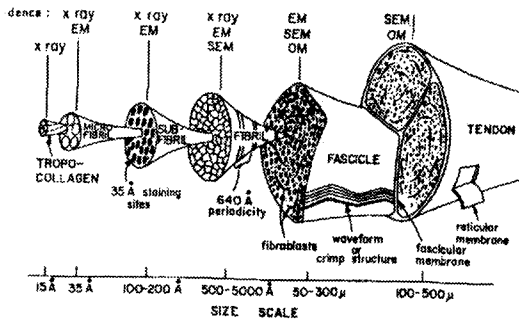


Fig. 2 Tendon hierarchy(From Kastelic, Galeski and Baer. Connective Tissue Research, 1978.)

Tendon과 ligament들은 몇 그룹의 collagen

fascicle로 이루어져 있으며 paratenon이라는 막들로 둘러싸여 있다. 이들 fascicle들의 배치 (arrangement)나 정렬 (alignment)에 따라서 tendon이나 ligament들의 기계적 성질에 다른 영향을 미친다고 생각되어진다. Tendon들은 일반적으로 두껍고 흰색을 띠는 collagenous tissue로 직접 근육과 뼈 사이를 연결하며 근육이 수축하는 동안 인장력 (tensile force)들을 전달한다. Tendon의 collagen양은 dry weight에서 약 75%~85%이고, elastin의 양은 dry weight에서 약 2% 정도에 불과하다. Tendon내부에 있는 fascicle들은 서로 평행한 상태로 존재한다. Mucopolysaccharide fluid는 tendon 내부에서 윤활작용하며, 움직이는 tendon에 있어서 마찰과 계속적인 damage를 방지한다. Tendon이 뼈로 삽입 (insertion)되는 과정은 점진적으로 변화된 상태로 이어진다. 즉, tendon으로부터 fibrocartilage 영역을 거치고 다음은 mineralized fibrocartilage영역을 지나 lamellar bone으로 이어진다. 또 반대편인 근육 쪽으로는 myotendinous junction을 이룬다.

Ligament들의 양끝은 각각 bone로 연결이 된다. 그래서 이들은 골격과 몸체의 모양을 유지하도록 도와준다. Ligament들은 tendon과 비슷한 조직구조를 가지고 있다. Tendon의 collagen fiber 다발은 서로 평행하며 근육이 당기는 방향의 선상으로 놓여져 있는 것에 비해서, ligament의 collagen fiber 다발들은 평행한 방향으로 놓여져 있지만 기울어져 있거나 심지어는 나선형으로 놓여져 있다. 각 ligament에서 fiber 다발들의 정확한 기하학적 방향은 joint변형을 억제하는 그 고유의 기능에 따라 정하여진다. Tendon의 색깔이 아주 밝은 흰색인데 비해 ligament들의 색깔은 약간 밝지 못한 흰색을 띄고 있다. 이것은 collagen fiber 다발 사이에 elastic과 reticular fiber들이 존재하기 때문이다. Ligament가 뼈(bone)에 삽입되는 과정은 tendon이 뼈에 삽입되는 과정과 유사하다.

3. Soft Connective Tissue의 수학적 모델

Soft tissue들의 기계적 반응을 파악하기 위해서 많은 종류의 수학적 역학적 모델들이 개발되어 왔으나 어느 것도 기계적 시험결과들을 만족하지는 못했다.

그러나 그 모델들은 실험적 data를 얻기 위한 것이나, tissue에 있어서 load-bearing 요소들의 역학적 관계를 이해하는데나, 새로운 실험 방법들의 개발이나, 더욱 정교한 model을 개발하는데 도움을 준다.

Tissue들 특히, tendon이나 ligament들에 있어서 수학적, 역학적 모델들의 연구에 있어서 continuum mechanics의 개념들이 많이 적용되어 왔다.

3.1 Rheological Models (Viscoelasticity)

Soft tissue 들의 기계적 물성은 stress, strain 그리고 strain rate에 달려있다. 이 물성들은 viscoelastic property라 불린다. 여기서 viscous 혹은 fluidlike는 strain rate에 따라서, elastic 혹은 springlike는 strain의 양에 따라 결정된다.

Rheological 모델 또는 단순한 요소 model들은 stress와 strain 그리고 strain rate와의 관계들을 가시적으로 나타내어 준다. 이들 model들은 tissue 내부의 구조 내지는 미세구조(microstructure)요소들을 나타내는 것이 아니라 반응의 형태들을 보여주는 것이다. 2가지의 개념적 element들 즉, spring과 dashpot들이 rheological model들을 만들 수 있다.

3.1.1 Linear (Elastic) Spring

$$\sigma = E\varepsilon \dots\dots\dots (1)$$

where, E = 탄성계수(the modulus of elasticity)

3.1.2 Dashpot

$$\sigma = \eta\dot{\varepsilon} \dots\dots\dots (2)$$

where $\dot{\varepsilon} = \frac{d\varepsilon}{dt}$

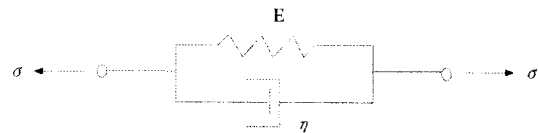
η = 점성계수 (the coefficient of viscosity)

이 dashpot는 물질의 fluidlike behavior를 나타낸다. 만약 이 모델에 일정한 크기의 stress가 주어진다면 이 모델은 계속해서 끝없이 늘어날 것이다.

그러나 일정한 변형 ($\dot{\varepsilon}=0$)이 주어진다면 그 stress는 없고, 단지 이 변형 정도만 유지한 상태로

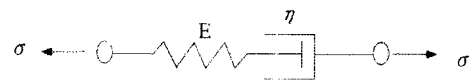
있을 것이다. 점성계수(η)가 증가함에 따라 물질은 점점 변형하기 어려워지며, 액체에서는 그 액체가 진득진득해서 불기가 어려울 것이다.

3.1.3 Kelvin or Voigt Model



$$\sigma = E\varepsilon + \eta\dot{\varepsilon} \dots\dots\dots (3)$$

3.1.4 Maxwell Model



$$\dot{\varepsilon} = \frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta} \dots\dots\dots (4)$$

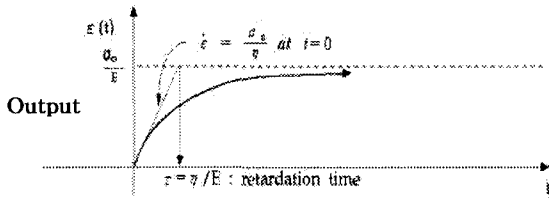
3.2 Creep and Relaxation Response of the Rheological Models

Creep은 물체에 일정한 크기의 load 주어졌을 때 일어나는 기계적인 반응, 즉 변형의 증가반응이다. Relaxation은 물체에 일정한 크기의 변형(deformation)이 주어졌을 때 일어나는 기계적인 반응 즉, stress의 감소반응이다. Soft tissue들 즉, ligament와 tendon들은 위의 creep과 relaxation 두 가지 반응을 가지고 있다.

3.2.1 Creep Response : $\sigma = \sigma_0 H(t)$ (input)

(1) Kelvin Model :

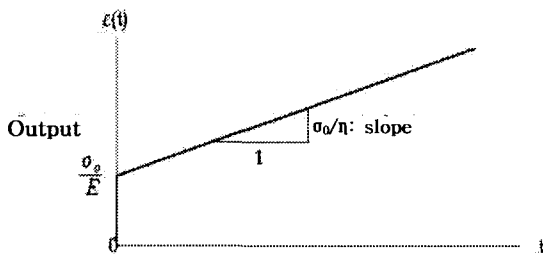
$$\varepsilon = \frac{\sigma_0}{E}(1 - e^{-t/\tau})H(t) \dots\dots\dots (5)$$



(2) Maxwell Model :

$$\epsilon = \frac{\sigma_0}{E} \left(1 + \frac{t}{\tau}\right) H(t)$$

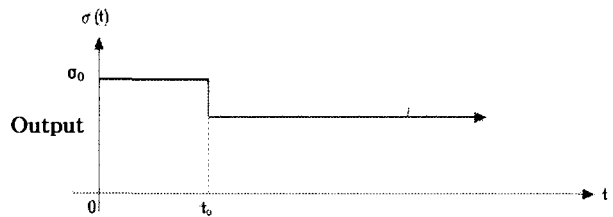
where $\tau = \eta / E$ (6)



이 Maxwell 모델은 relaxation test에 있어서 물질의 behavior를 시험하는데 아주 우수한 예이다. 이 모델에 순간적으로 변형량이 ϵ_0 주어졌을 때 dashpot가 반응하는데 시간이 걸리는 동안에 스프링이 먼저 완전하게 변형한다. 이때 spring이 걸리는 힘은 $E\epsilon_0$ 이다. 이 힘 (load)은 역시 dashpot를 통하여 전달이 되며 dashpot를 flow하게 만든다. Dashpot가 열림에 따라서 스프링에 주어진 변형은 줄어들게 되며 그 load 또한 감소한다. 이 과정은 스프링에 load가 완전히 없어지고 더 이상 전달할 load가 없을 때까지 계속될 것이다.

(2) Kelvin Model :

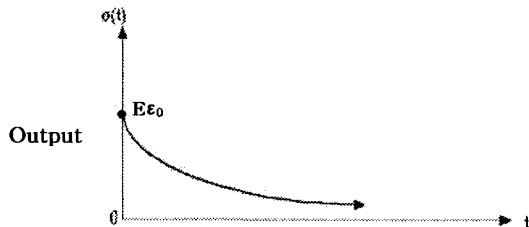
$$\sigma = \sigma_0 \left(1 - e^{-\frac{E}{\eta} t_0}\right) H(t) \text{ (8)}$$



3.2.2 Relaxation Response : $\epsilon = \epsilon_0 H(t)$ (input)

(1) Maxwell Model :

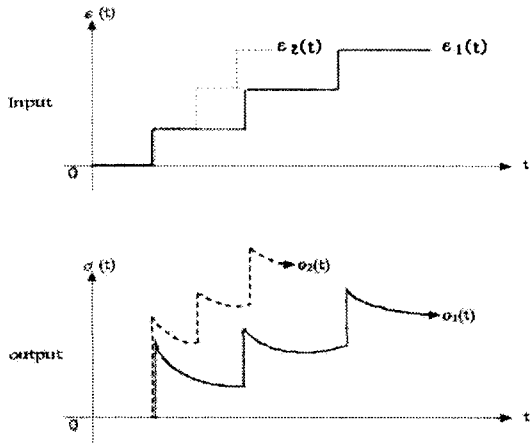
$$\sigma = E\epsilon_0 e^{-t/\tau} H(t) \text{ (7)}$$



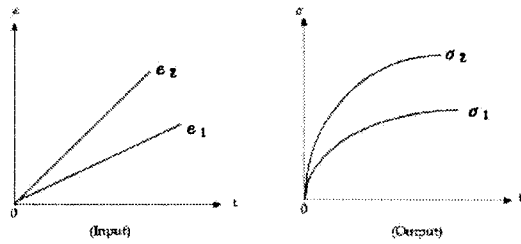
이 Kelvin model에서는 relaxation은 완전하지 못하다.

(3) Relaxation with Deformation History :

Maxwell 모델에 아래와 같은 좀 더 복잡한 deformation history가 주어지면 그의 relaxation 반응은 다음과 같다. 여기서 strain $\epsilon_1(t)$ 와 $\epsilon_2(t)$ 는 두 가지 다른 input들이고 ϵ_2 가 ϵ_1 보다 빠르고, 양쪽 strain 다 같은 maximum 값을 갖는다. 각각의 변형의 단계마다 그 load 값은 jump하고 나서 relax하기 시작한다.



우리가 이들 deformation의 단계들을 연속적인 deformation rate가 될 때 까지 아주작게 잡는다면 그것의 loading과 deformation 곡선들은 다음과 같을 것이다.



대개의 생물학적인 tissue들은 rate sensitivity에 따른 반응을 나타내며, 물리적 성질은 낮은 strain rate의 경우와 높은 strain rate에서 각각 다른 반응들을 나타낸다. 이런 경우 rate sensitivity는 낮은 경우보다 높은 strain rate에서 물질이 보다 stiffer한 성질을 나타낸다.

3.3 Quasi-Linear Viscoelastic Theory

Soft tissue들의 viscoelastic behavior를 모델화하는 것은 매우 어려운 일이다. Fung(1967)은 토끼의 장간막 (mesentery)을 시편으로 하여 initial strain rate variation 실험을 통하여 nonlinear viscoelastic 모

델을 제시하였다. 일정한 strain level에서의 relaxation 실험에서 측정된 stress는 log time에 대해서 linear하게 감소한다는 것을 보여 주었다. 많은 연구자들은 역시 유사한 stress 감소현상을 보여주었다. 이 결과들은 연속적인 relaxation function들이 tissue를 모델링하는데 사용될 수 있다는 것을 보여준 것이다.

Fung은 이 relaxation function은 시간 종속적인 (time dependent) 부분과 strain 종속적인 부분으로 나누어 질 수 있다고 주장하였다. 즉,

$$K(t, \epsilon) = G(t) \sigma^e(\epsilon)$$

여기서 G(t)는 reduced relaxation function, G(0)=1, $\sigma^e(\epsilon)$ 는 elastic response

$$F(\epsilon) = \frac{d\sigma^e}{d\epsilon}$$

quasi-linear 적분은 linear viscoelasticity에서 사용되는 것과 유사하게 수식화될 수 있다.

$$\begin{aligned} \sigma(t) &= \int_0^t G(t-t')F(\epsilon)d\epsilon \\ \therefore \sigma(t) &= \int_0^t G(t-t')\frac{d\sigma^e}{d\epsilon} \frac{d\epsilon}{dt'} dt' \end{aligned} \dots\dots\dots (9)$$

이 방법은 많은 soft 결합조직 즉, ligament, tendon, cartilage, skin 등에 적용되어 아래의 Table에 나타난 것처럼 성공적으로 증명되었다.

Researcher	G(t)	$\sigma^e(\epsilon)$
Haut & Little	$G(t) = -\mu l_a t + g$	$\sigma^e = C\epsilon^2$
Lanir, Woo	$G(t) = ae^{-\beta t} + \beta$	
Chun	$G(t) = ae^{-\mu t} + \beta$	$\sigma^e = K_2\epsilon^2$

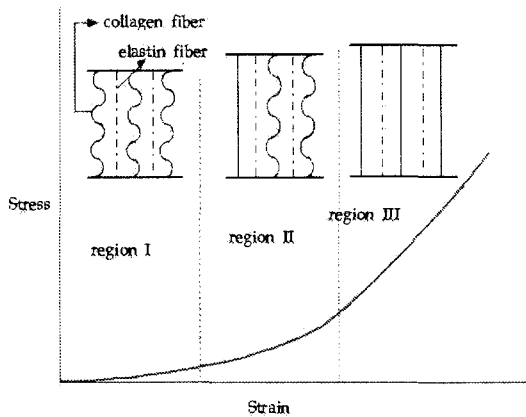
어떠한 model을 사용하거나 혹은 개발하든지

간에 model은 어떤 특정의 범위를 만족하여야 한다. 첫 번째로, 어떻게 ligament와 tendon들이 mechanical loading에 있어서 생물학적 구조 조직상 으로나 생화학적 성분상으로 어떠한 변화가 있어서 그 기계적 반응에 차이가 있는지에 대한 그 기본 메카니즘의 이해를 용이하게 할 수 있어야 한다. 두 번째로, soft tissue들의 실험 연구에서의 결과들을 다른 연구자들에게 설명하는데 그 모델이 도움이 되어야 한다. 그러나 아직까지도 어떠한 모델도 위의 두 가지를 만족하도록 개발되지 않았다고 본다.

4. Soft Connective Tissue의 물성

4.1 Load- Elongation Behavior

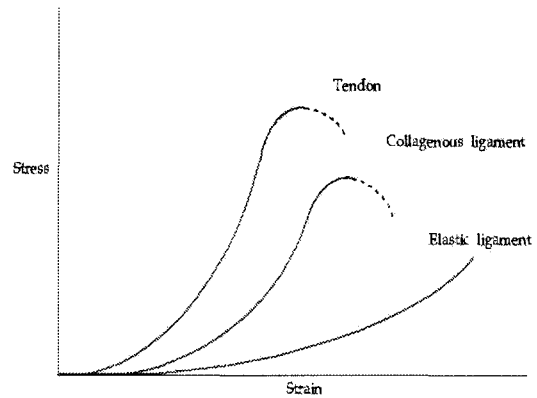
뼈나 근육으로 분리된 상태의 ligament과 tendon 시편들뿐만 아니라 bone-ligament-bone 상태로 준비된 시편들의 기계적 성질에 관한 실험에 있어서는 일반적으로 인장 실험 (tensile test)이 행하여진다. 그 이유는 일상생활 움직임 즉, 걷기나 운동 등에서 우리 몸 속에 있는 ligament나 tendon들은 stretch 만 되지, 압력이 가해져 buckling등이 되지 않는다. 인장실험에서 나타나는 ligament나 tendon의 load-extension 반응에서는 일반적으로 아래의 그림과 같이 나타난다.



위의 그림에서 wave져 있는 fiber는 collagen fiber 들이고 직선들은 elastin fiber들이다. Collagenous connective tissue들 즉, ligament나

tendon들은 이들 fiber들의 조합으로 이루어져 있다.

Region I에서 elastin fiber에만 load가 주어지고 collagen fiber는 wave 상태 그대로 있어서 반응이 linear하게 나타나고, region II에서는 일부 collagen fiber들이 늘어나기 시작하면서 점점 많은 collagen fiber들에 load가 주어지는 단계이고 이 반응은 곡선으로 나타난다. Region III에서는 모든 collagen fiber들이 늘어나 wave가 없어져있고 모든 fiber들에 힘이 주어진 단계이고 그 반응은 직선으로 나타난다. 여기서 collagen과 elastin의 함유량은 collagenous connective tissue들의 기계적 성질을 다르게 나타내는데 큰 역할을 한다. 아래의 그림은 tendon, collagenous ligament, 그리고 elastic ligament들의 전형적인 stress-strain 반응을 나타내었다.



아래의 table은 tendon과 collagenous ligament 그리고 elastic ligament의 collagen과 elastin의 함량과 그 밖의 성분들의 함량들을 나타낸 것이다.

	Tendon	Collagenous Ligament	Elastic Ligament
Collagen (dry weight)	85%	75%	15%
Elastin (d.w.)	5%	10%	75%
Ground Substance, Cells, Blood Vessels	10%	10%	10%

위의 그림과 table에서 보듯이, tendon은 collagen의 함량이 많아서 ligament들보다 훨씬 stiffer한 반응을 보였다. Elastic ligament는 elastin의 함량이 많아서 잘 늘어나는 성질이 있어 stiffer 하지는 않지만 tendon이나 collagenous ligament에 비해 아주 변형이 많이 되어도 fiber의 파손이 일어나지 않는다.

4.2 Failure Test (파단 시험)

과격한 운동이나 심한 충격의 경우 이들 ligament와 tendon들은 회복할 수 없을 정도로 늘어나거나 끊어지는 경우도 있다. 이 경우는 실험에 있어서는 failure test들을 통해서 기계적 성질들을 파악한다. 아래의 세 그림들 (Fig.3, Fig.4, Fig.5)에서 보여지는 바와 같이 이 failure test의 경우 파단이 일어나는 max. strain은 대개의 경우 10% 이상의 strain level에서 일어나며 매우 큰 편차를 가지고 있다.

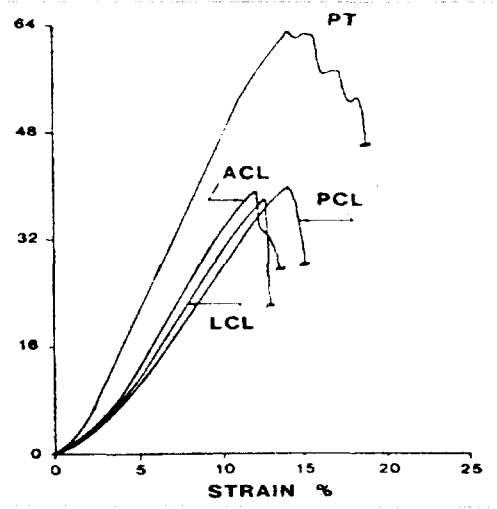


Fig. 4 Typical stress-Strain curves for the PT, ACL, PCL and LCL fascicle-bone units.

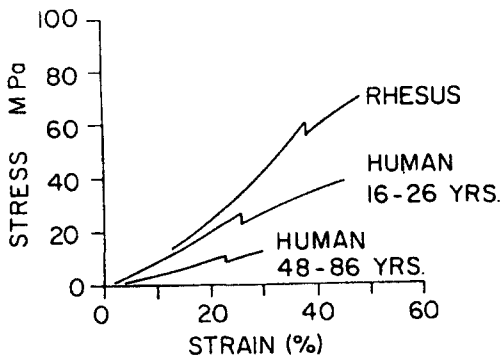


Fig. 3 Summary of stress-strain behavior for femur-anterior cruciate ligament-tibia preparations from rhesus monkeys, younger human donors and older human donors. (From Noyes and Grood, J. Bone J. Surg., 58A, 1074, 1976.)

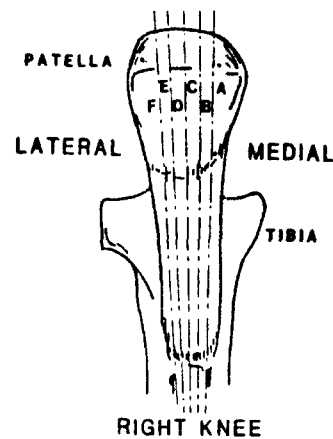


Fig. 5 The patellar-PT-tibia subunits from the most medial(A) to most lateral(F) borders. (Chun and Butler et al, ORS, 1989)

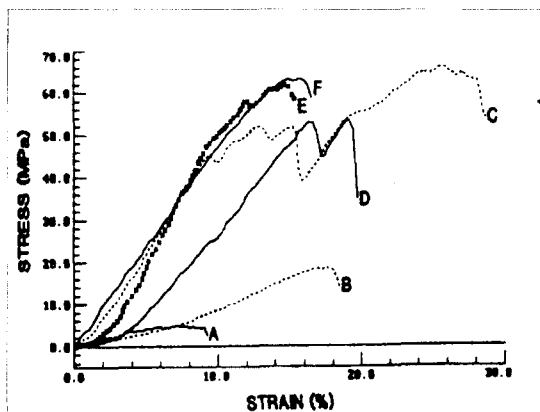


Fig. 6 Stress vs. strain curves from the most medial(A) to most lateral(F) subunits (Chun and Butler et al, ORS, 1989)

이 편차는 animal의 종류와 나이 (Fig.3)에 따라 시편의 anatomical 위치 (Fig.4, Fig.5, Fig.6)에 따라 변화한다고 생각된다.

4.3 Cyclic Test (주기 시험)

과격한 운동이나 사고의 경우가 아닌 일상 생활에서는 ligament와 tendon들은 회복될 수 있는 범위 내에서 stretch 되다가 줄어들고하는 반복작용을 계속하게 된다. 이 회복 (recovery) 될 수 있는 범위는 그 animal의 종류와 anatomical 위치 등에 따라 다르지만 대개 1.5~4% strain 범위 내에 속한다. 이 반복적인 운동을 나타내는 실험이 cyclic test이다. Ligament나 tendon specimen에 loading과 unloading을 계속 반복해서 주면 아래의 그림과 같이 그 반응은 1번째 cycle에서는 stiffer하고 그 maximum load값이 가장 크며, cyclic 회수가 늘어남에 따라 그 반응들이 차츰차츰 덜 stiffer하게 나타나고, max. load 값이 점점 감소해간다 (Fig.7참조). 그에 대한 hysteresis 또한 계속 줄어들게 된다. 이 hysteresis는 energy loading과 energy unloading의 차이로 viscoelastic 물질에 나타나는 현상이다. Percent hysteresis의 한 예가 Fig. 8에 잘 나타나 있다. 이런 현상들을 cycle relaxation 현상이라 부른다.

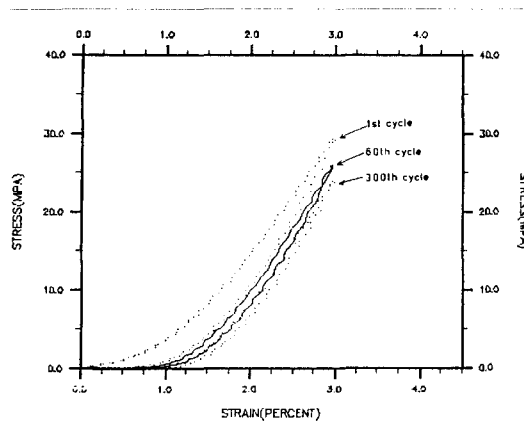


Fig. 7 Stress-strain responses with cycles for 3% constant peak strain level test. (Chun and Hubbard, KSME, 2001)

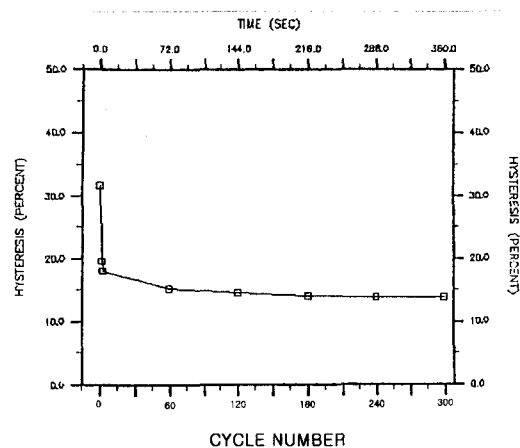


Fig. 8 Average hysteresis(%) in 3% constant peak strain level tests. (Chun and Hubbard, KSME, 2001)

4.4 Strain Rate Test

Ligament 와 tendon들 즉, collagenous connective tissue들은 앞서 서술한 바와 같이 viscoelastic 성질을 띠고 있어서 그의 기계적 반응은 strain rate가 클수록 stiffer하고 max. stress (load)가 크다. 확실히 strain rate에 기계적 반응이 영향을 받고는 있지만

strain level에 따른 test에 비해 그 영향은 적다고 볼 수 있다. Fig.9은 이러한 현상들을 잘 보여준다.

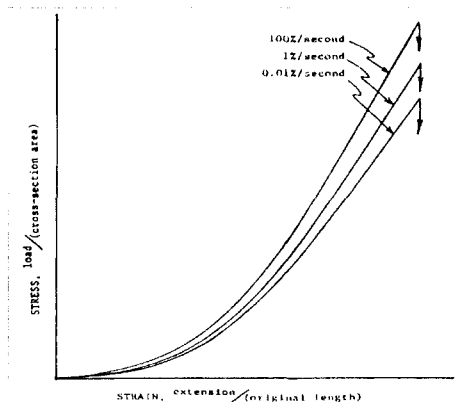


Fig. 9 Extension of collagenous tissue at different rates.

4.5 Force Relaxation Test

Tissue에 힘의 relaxation 현상을 측정하기 위해서는 tissue는 최대 strain (displacement)에 도달할 때까지 빠른 rate에서 stretch되고, 시편이 최대 strain level에 도달되면, collagenous tissue는 한 고정된 길이로 유지되며, 시간에 따른 힘의 감소현상을 측정할 수 있다 (Fig.10 참조).

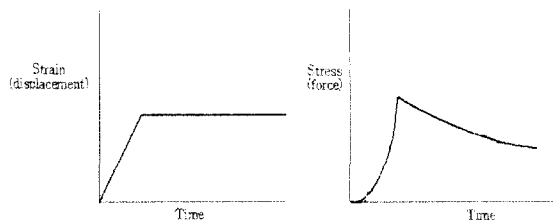


Fig. 10 Force relaxation response

4.6 Creep Test

Creep 실험은 시편에 일정한 크기의 힘(force 또는 load)을 줌으로써 수행된다. 이것은 일정한 크기의 변형을 주는 relaxation 실험과는 대조를 이룬다.

다. Creep Test에 있어서 일정한 크기의 힘은 시간이 지남에 따라 tissue가 늘어나도록 한다. Connective tissue creep test에 있어서 전형적인 force-time and displacement-time 반응을 Fig. 11에 나타내었다.

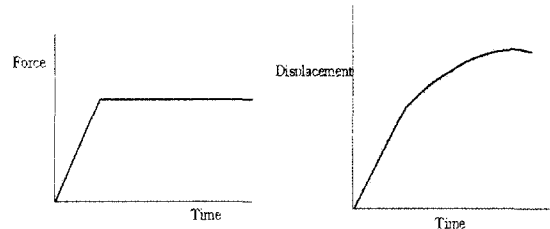


Fig. 11 Creep response

5. Soft Connective Tissue의 물성에 영향을 미치는 기타 요인들

5.1 Immobilization and Reconditioning

위에서 서술한 여러 가지 것들 외에 collagenous connective tissue의 성질에 미치는 요인들 중에 한 가지 중요한 것은 immobilization and reconditioning factor이다. 이들은 clinically 많이 적용되는데 사고로 외상 입은 뒤 수술 후 회복 정도를 알아보기 위해서, 수술받은 부위를 완전히 움직이지 않게 할 경우와, 어느 정도 기간 움직이지 않고 그 후 움직임 (mobilization)을 주었을 때 어떤 차이가 나타나는지를 파악하여 환자의 회복에 어떻게 대처하는 것이 더 좋은가를 알기 위한 실험으로, ligament와 tendon의 인장 실험으로 나타난 결과는 mobilization 된 tissue가 훨씬 회복이 빠르고 그 기계적 성질도 뛰어났다. 아래의 그림은 force-deformation curve로 rhesus monkey의 femur-ACL-tibia unit를 control immobilized and reconditioned 상태로 나누어 실험을 한 결과이다.

5.2 Age (나이)

그 다음에 중요한 요인 중 하나는 Age (나이)에 따른 tissue의 기계적 성질의 변화이다. 결론적으로 말하자면 나이가 젊을수록 그의 기계적 성질 즉, force를 전달하는 힘이 크다. 아래의 Fig.13는 이

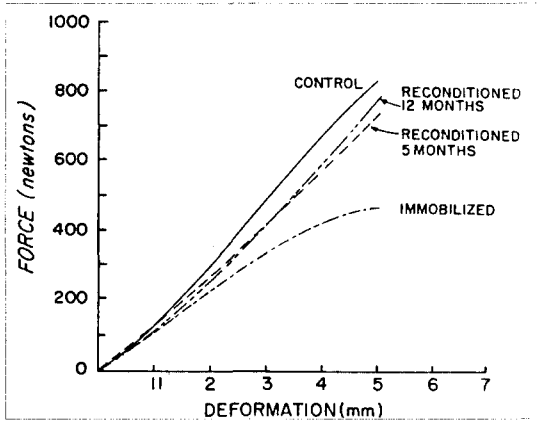


Fig. 12 Summary force-deformation curves for femur-ACL-tibia units from control, immobilized, and reconditioned rhesus monkeys. A significant decrease in stiffness occurs after 8 weeks immobilization and a significant recovery occurred after 5 months reconditioning. (From Noyes, Torvik, Hyde&Delucas, JBJS, 56A, 1974.)

와 관련되어 연구된 결과들인데, human femur-ACL-tibia 시편들은 나이 22세 남자와 50세 여자의 donor들로부터 추출된 것으로 인장 failure test를 수행하였다. 나이 많은 시편 (Age 50)은 낮은 stiffness를 나타내었고 젊은 시편 (Age 22)보다 큰 단면적 (cross-sectional area)을 가졌음에도 불구하고 낮은 force에서 파단되었다.

6. 결론

Collagenous connective tissue들 즉, ligament와 tendon들의 기능적이고 기계적 성질들에 관해서 지금까지 논해왔다. Connective tissue component들의 역학적 관계식들이 수학적 model들의 review와 더불어 나타내어졌고, 이들은 tissue들의 힘 전달 능력을 나타내는 주요한 framework을 제공하였다. Loading rate, immobilization, 운동, 일상생활의 활동, 나이, 그리고 외상 등을 ligament나 tendon들의 behavior에 영향을 미치는 주요한 요인들로 생각된

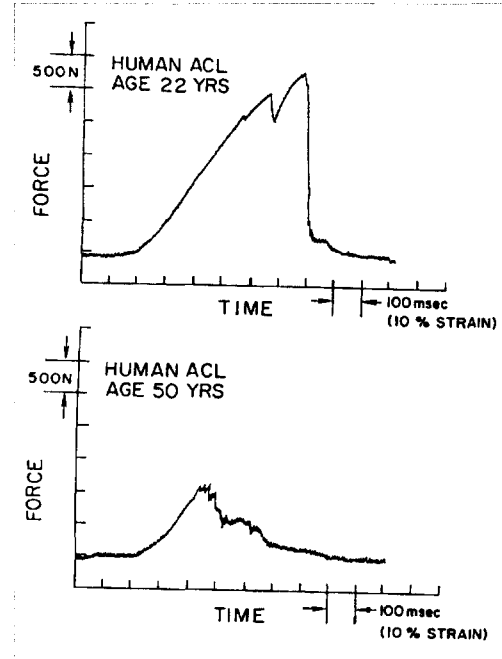


Fig. 13 Force vs time curves obtained during tensile failure test for two human femur-ACL-tibia units from young(22-yr-male)and older (50-yr-female) donors. (From Noyes and Grood, JBJS, 58A, 1976.)

다.

위의 모든 연구에 대한 결과들은 vivo 상태에서 행해진 것이 아니며, 사실 동물들과 사람에게 있어서 vivo 상태의 연구결과와 그의 적용 등이 실제적이지만, vivo 상태의 실험은 결과를 얻는 것은 거의 불가능하다. 단지 위의 결과들을 통해서 vivo 상태에서는 어떠한 것이라라고 추정하는데 불과하다.

위의 연구결과들은 실험하는 동안 사실 connective tissue들의 생물학적 구조상에서 내부적으로 어떠한 변화가 있었는지, 또 생화학적 성분상에서 어떠한 차이가 있어서, mechanical test들에서 위의 여러 가지 fact들이 영향을 미쳐서 기계적 반응 즉, stress-strain관계 곡선들이 각각 다르게 나왔는지 등 궁금한 것들이 한두 가지가 아니다. 앞으로 이들과 관련된 연구들이 수행되어야 할 것이다.

위의 문제점들을 감안한 연구가 수행되어 좋은 data들을 얻고 또 그 실험적 data들을 잘 predict할 수 있는 수학적 모델 등을 개발하여, 환자를 위한 보다 나은 치료법과 ligament나 tendon등 collageous connective tissue의 대체물질 개발에 기여할 수 있으면 한다.

Reconditioning Effects in Primates," J. Bone Joint Srug 56A, pp. 1406~1418, 1974.

10. Woo, S. L-Y., Gomez, M. A., and Akeson, W. M., "The Time and History Dependent Viscoelastic Properties of the Canine Medial Collateral Ligament," J. Biomech. Engin., Vol. 103, pp. 293~298, 1981.

참 고 문 헌

1. Chun, K. J., Butler, D. L., et al, "Spatial Variation in Maternal Properties in Fascicle - Bone Units from Human Patellar Tendon," 35th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, pp. 214, Feb. 6~9, 1989.
2. Chun, K. J., and Hubbard, R. P., "Constitutive Model of Tendon Response to Multiple Cyclic Demands(I) - Experimental Analysis," KSME International Journal, Vol. 15, No. 7, pp. 1002~1012, 2001.
3. Chun, K. J., and Hubbard, R. P., "Constitutive Model of Tendon Response to Multiple Cyclic Demands - II: Theory and Comparison," KSME International Journal, Vol. 15, No. 9, pp. 1281~1291, 2001.
4. Fung, Y. C., "Elasticity of Soft Tissues in Simple Elongation," Am. J. Physiol., Vol. 213, No. 6. pp. 1532~1544, 1967.
5. Haut, R. C., and Little, R. W., "A Constitutive Equation for Collagen Fibers," J. of Biomechanics, Vol. 5., 1972.
6. Kastelic, J., Galeski, A. and Baer, E., "The Multicomposite Structure of Tendon," Connective Tissues Research, 6, pp. 11~23, 1978.
7. Lanir, Y., "A Microstructural Model of the Rheology of Mammalian Tendon," J. Biomech. Engin., Vol. 102., 1980.
8. Noyes, F. R., and Grood, E. S., "Strength of the Anterior Cruciate Ligament in Humans and Rhesus Monkeys. Age and Species-related Changes," J. Bone Joint Surg, 58A, pp. 1074, 1976.
9. Noyes, F. R., Torvik, P. J., Hyde, W. B., et al, "Biomechanics of Ligament Failure. II. An Analysis of Immobilization, Exercise and