

## 전방십자인대의 생역학

경북대학교 의과대학 정형외과학교실

경희수

### 생체 연조직의 기계적 성질

생역학은 살아있는 신체에서 힘의 작용을 연구하는 과학이다. 공학적 관점에서 볼 때, 생체 연조직(soft tissue)은 불균일(nonhomogeneous), 비선형(non-linear), 이방성(anisotropic)의 점탄성(viscoelastic) 물질로 볼 수 있다. 일반적으로 생체 연조직은 적은 하중하에서도 한정된 범위의 변형(finite deformation)을 하며 그 변형의 정도는 방향에 따라 다르다(anisotropy)<sup>1)</sup>.

(a) 하중-변형 곡선(load-elongation curve) : 건이나 인대와 같은 연조직의 시편을 끊어질때까지 일정한 속도로 잡아당기면서 시편의 길이와 인장력(tension)을 측정하면 S-자형의 하중-변형 곡선을 구할 수 있다(Fig. 1). 하중-변형(load-elongation) 곡선에서 파단시 최대 하중(ultimate load to failure), 최대 신장(ultimate elongation), 선형 강직(linear stiffness)과 파단시 흡수된 에너지(energy absorbed to failure)(곡선아래 면적)를 얻을 수 있다.

이러한 응력-변형을 특성은 연조직을 구성하고 있는 미세조직과 관련이 있다. 연조직은 collagen, elastin, ground substance 등으로 구성되어 있는데, 이들 중에 연부조직의 하중-변형 특성에 가장 큰 영향을 미치는 것은 교원섬유이다. Fig. 1-B는 교원섬유가 초기의 불결모양(waviness)에서 하중이 증가하면서 변형되는 형태를 도식적으로 나타낸 것이다.

연조직에 하중을 부과하기 시작하면, 처음에는(low stiffness 구간) 적은 힘을 가해도 연조직이 쉽게 늘어나게 되는데, 이는 원래 불결모양이었던 교원섬유가 적은 하중에서도 쉽게 직선의 형태로 바뀔 수 있기 때문이다. 그러나, 일단 직선화된 교원섬유 자체의 길이를 늘리는데는 상

당히 큰 힘이 필요하므로 강도가 높고 거의 직선에 가까운 응력-변형을 관계를 보여준다(high stiffness 구간). 이후의 구역에서 곡선은 선형(linear)이 되고 선형 강직(linear stiffness)은 그 곡선의 기울기에 해당된다. 이와 같은 2개의 구분되는 구역은 교원 원섬유(collagen fibril)의 주름(crimp) 양상 때문에 생긴다. 섬유가 장력을 받으면, 처음의 작은 부하는 주름을 없애고 똑바르게 한다. 일단 똑바르게 되면 섬유는 늘어나게 되고 더욱 변형시키기 위하여 더 많은 힘을 요하게 된다. 교원섬유의 각군내의 다양한 주름 때문에 각각 섬유군은 주름 없애기(uncrimp)를 할 수 있고 인대의 다른 변형에서 부하를 견디기 시작한다. 이와같은 과정("회복, recruitment") 동안 하중을 받는 섬유의 수가 점점 증가하게 되고 조직의 강직은 점점 증가하게 되며 결국에는 비선형 하중-신장(non-linear load-elongation)곡선을 나타낸다. 교원섬유가 성공적으로 회복(recruitment)됨으로 인대의 효과적인 단면적이 증가하고 인대의 역학적 강도가 증가한다.

역학적 특성(mechanical properties)은 검사에 사용된 물질에 따라 특이하다. 응력(Stress : 단위 면적당 가해지는 힘; force per unit area)과 변형률(Strain: 원래 길이에 대한 변화된 길이의 비율; change in length relative to the original length)은 응력-변형을 곡선에서 나타낼 수 있다(Fig. 2). 이 곡선은 기울기는 물질의 강직과 관련이 있고 변형에 저항하는 능력을 나타내며 Young의 탄성계수(elastic stiffness, Young's modulus)이다. 즉, 강한 물질일수록 높은 탄성계수를 나타낸다. 인장강도는 물체가 파단직전까지 견딜 수 있는 최대응력으로 정의된다.

(b) 이력 현상(hysteresis) : 생체 연조직에 하중을 가하면 하중을 부과(loading)할 때와 제거(unloading)할 때의 특성이 다른데, 이를 이력현상(hysteresis)이라고 한다(Fig. 3). 즉, 연조직을 변형시키기 위해 부과되었던 이

\*등신저자 : 경희수  
경북대학교 의과대학 정형외과학교실

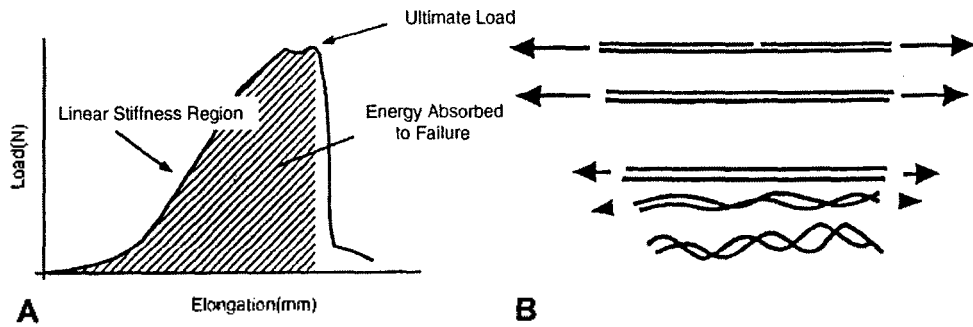


Fig. 1-A. Structural properties of the femur-ACL-tibia complex (FATC) as represented by a load deformation curve. B. Deformation of collagen fiber.

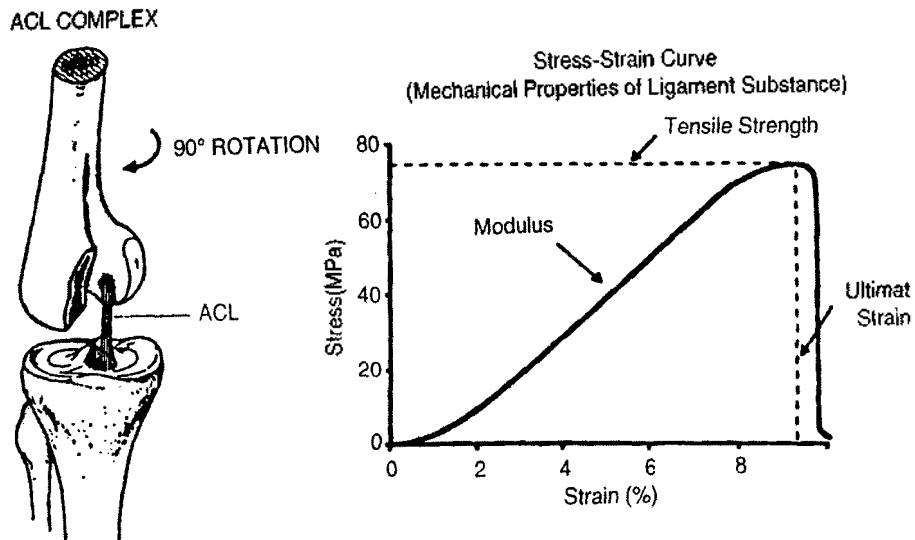


Fig. 2. Mechanical(material) properties of the femur-ACL-tibia complex(FATC) represented by a stress-strain curve. The slope of this curve is the Young modulus of elasticity.

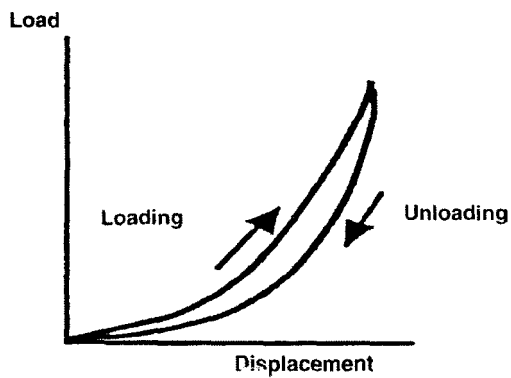


Fig. 3. Hysteresis loop

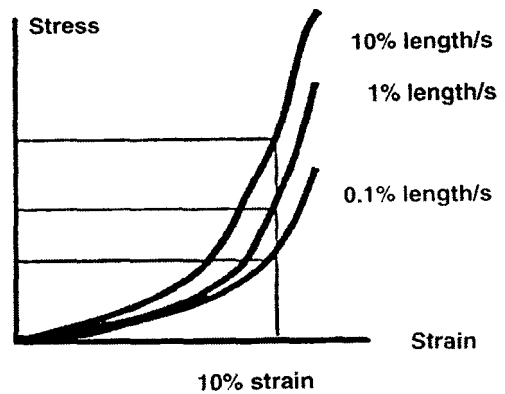


Fig. 4. Strain rate dependency

너지(strain energy)의 상당부분은 연조직내에 위치에너지(potential energy)로 저장되지만, 일부는 열로 방출되어 소모되므로 하중 제거시의 하중-변형곡선은 하중 부과시의 곡선과 달라지게 된다.

(c) 변형속도의 영향(strain rate dependency) : 인대를 힘을 주어 잡아당기면, 속도(stretching rate)에 따라 응력-변형률 곡선이 다르게 나타난다(Fig. 4). 예를 들면, 처음 길이가 3.0cm인 인대를 1초만에 빠른 속도로 3.3cm로 늘릴 때와 100초만에 서서히 3.3cm로 늘릴 때 요구되는 힘을 비교해 보면, 빠른 속도로 인대를 잡아당길 때 더욱 큰

힘이 필요하게 됨을 알 수 있다. 이처럼 생체 연조직의 응력-변형률 특성은 변형속도(strain rate)와 관련이 있다.

(d) 조직 전처리(preconditioning) : 동물의 인대를 절제해 내어 인장 시험기에 걸고, 일정한 속도로 하중을 부과 및 제거하는 실험을 하고 약 10분쯤 기다린 후 똑 같은 실험을 반복하여 응력-변형률 곡선을 구해보면, 곡선이 오른쪽으로 이동되어 가고, 같은 실험을 반복하면 이동 폭이 점점 작아져서 결국은 같은 응력-변형률 곡선을 반복하여 얻을 수 있다. 이처럼 조직이 안정화되는 과정을 전처리라 한다(Fig. 5).

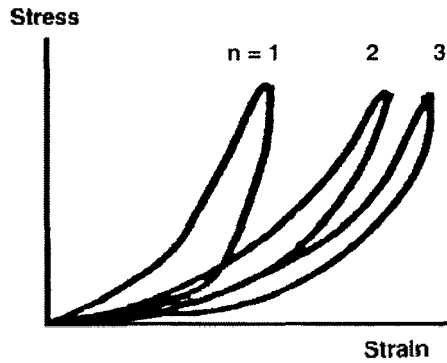


Fig. 5. Preconditioning

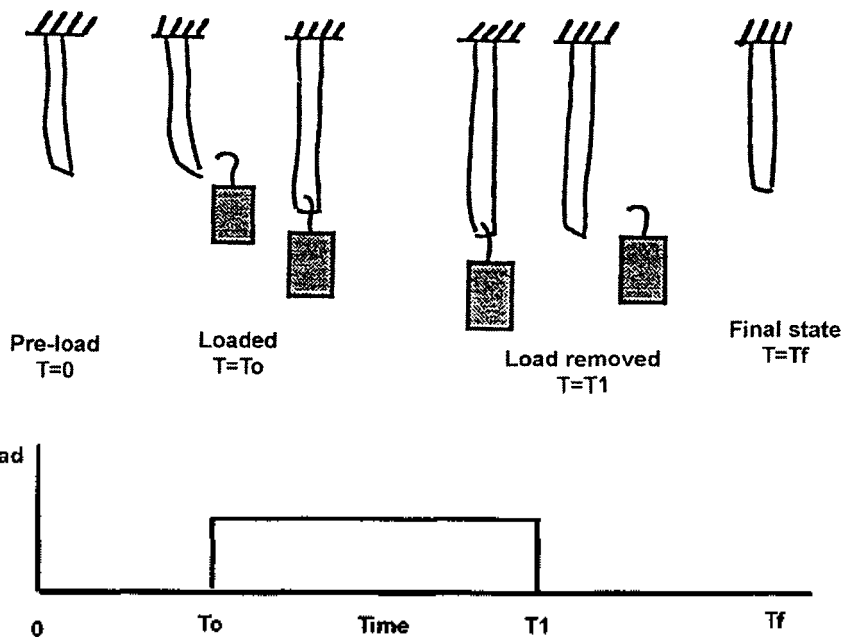


Fig. 6. Constant load over time.

전처리 현상은 그 이유가 명확히 규명되지는 않았지만, 부과되는 하중에 의해 연조직내의 교원섬유가 재배열(reconfiguration)되고, 다음에 설명할 크리프(creep) 및 응력이완(stress relaxation) 현상 등 연조직의 점탄성 성질과 밀접한 관련이 있는 것으로 이해되고 있다.

(e) 크리프(creep) : 연조직의 시편에 추(weight)를 달아놓고 일정 시간마다 시편의 길이를 측정하면 어떻게 될까? 또한 일정시간이 경과한 후에 추를 제거하면 시편의 길이는 어떻게 변할까?

연조직의 시편을 갑자기 일정한 힘으로 잡아당기고 똑같은 힘을 계속 유지하고 있으면 (Fig. 6), 시간이 경과함에 따라 시편은 더욱 더 늘어나게 된다 (Fig. 7). 이처럼 일정한 하중하에서 시간의 경과에 따라 변형이 계속되는 현상을 크리프(creep)라고 한다. 시편에 부과되던 하중을 제거하면 시편은 서서히 원상태로 회복된다.

(f) 응력이완(stress relaxation) : 연조직을 일정 길이만큼 급격히 잡아당긴 후 그 길이를 유지하는데 필요한 힘은 시간이 경과함에 따라 감소하는데, 이러한 현상을 응력이완(relaxation)이라 한다 (Fig. 8).

앞에 열거한 연조직의 성질중, 변형률 의존성(strain rate dependency), 크리프와 응력이완은 시간과 밀접한 관련이 있는데, 이것은 연조직에 현재 부과되고 있는 응력을 알려면 현재의 변형률 뿐만 아니라, 과거 어떠한 경력의 변형이 가하여 졌는지도 알아야 함을 의미한다.

**크리프와 응력이완**

일정 응력유지 -----> 증가하는 변형률 : 크리프  
 일정 변형률 유지 --> 감소하는 응력 : 응력이완

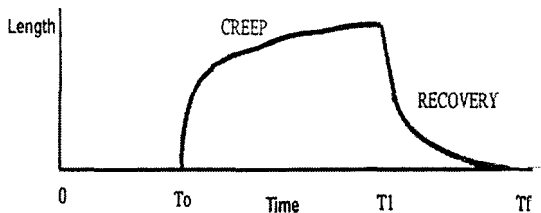


Fig. 7. Creep behavior : Increasing deformation over time under a constant load.

결론적으로, 응력-변형률의 관계식이 시간의 함수(function of time)이고, 이력현상, 크리프, 응력이완 현상이 나타나고, 응력을 완전히 제거하면 상당 시간이 흐른 후 변형률이 0인 원상태(zero stress: zero strain)로 회복되는 물체를 점탄성고체(viscoelastic solid)라 한다. 인대, 건, 피부 등의 연조직은 전처리후에는 비교적 안정적으로 이러한 점탄성의 특성을 보여주므로, 점탄성고체로 모델화할 수 있다.

### 전방십자인대의 구조적 특성

전방십자인대는 직경 1-2 $\mu$ m의 섬유속을 형성하는 원섬유(fibril)로 구성되며 인대의 종축과 평행하게 주행한다. 젊은 사람의 교원 섬유의 직경은 이중 분포를 보이는데, 직경 25-50nm인 섬유는 원섬유 구성의 56%와 단면적의 25%를 차지하며, 직경 75-125nm인 섬유는 원섬유 구성의 42%와 단면적의 66%를 차지한다. 나이가 들수록 직경이 작은 교원 섬유의 수가 많아진다. 전방십자인대에 바하역자가 이식전은 규칙적인 주름 양상이 없다. 그리고 섬유의 배열이 다소 평행하지 못하며, 세포 밖의 미세포 공간이 증가한다. 그리고 인간의 슬개건은 직경이 큰 교원 섬유가 단면적의 많은 부분을 차지한다. 전방십자인대 대체물로 이식된 슬개건은 교원 섬유의 직경이 100nm미만(주로 25-75nm)인 섬유가 단면적의 주요 분포를 이룬다. 슬개건의 이식건은 작은 직경의 섬유가 단면적의 많은 분포를 이룬다. 그러므로 전방십자인대 재건술의 기술상의 발전에도 불구하고 수술로써 정상 전방십자인대의 구조적, 생화학적, 역학적인 특성을 완전히 회복할 수는 없다. 건은 인대보다 더 단단한데 그 이유로는 교차결합의 정도, elastin

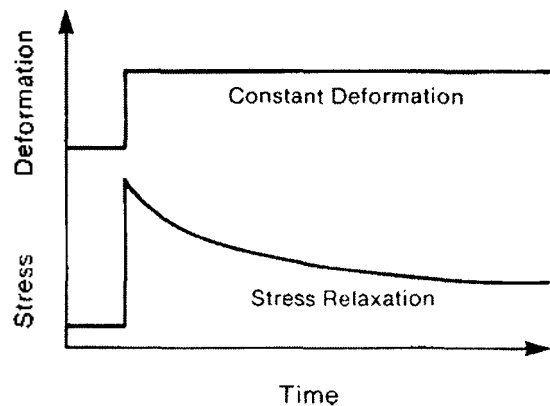


Fig. 8. Stress relaxation (decreasing stress over time under a constant deformation).

과 proteoglycan의 양, 주름양상 등이 있다. 인대는 생리적인 관절의 병진운동(translation) 때문에 어느 정도의 탄성이 필요하다. 반면 긴은 근육에 의하여 조절되므로 적은 유연성을 보인다.

Noyes와 Good<sup>15)</sup>은 인간의 전방십자인대의 장력 특성을 연구하여 젊은 사람의 경우 선형강직이  $182 \pm 33\text{N/mm}$ , 최대하중이  $1725 \pm 269\text{N}$  이었으며 노인의 경우 각각  $129 \pm 39\text{N/mm}$ ,  $734 \pm 266\text{N}$  이라고 하였다(Table 1). 1987년 Rauch 등<sup>16)</sup>은 최고의 선형 강직과 최대 하중이 각각  $255\text{N/mm}$ ,  $2500\text{N}$ 이라고 하였다. Woo 등<sup>17,28)</sup>은 ACL의 구조적 특성에서 경계의 방향성에 대한 효과를 실험하여 대퇴-전방십자인대-경골 복합체(femur-ACL-tibia complex : FATC)의 최대 하중이 경골축을 따라 하중을 가한 경우 슬관절을 굴곡 시킴으로써 감소한다고 하였다. 그러나 인대의 축을 따라 하중을 가한 경우는 변화가 없었다고 하였다. 해부학적 방향을 따라 하중이 가해진 경우가 경골축의 방향으로 가해진 경우보다 높은 선형강직, 최대 하중, 흡수된 에너지 변적을 나타내었다. 왜냐하면 전방십자인대의 해부학적 방향이 전방십자인대 섬유는 많은 부분이 동시에 하중을 받도록 하기 때문이다. 후방십자인대는 인장강도 시험에서 전방십자인대보다 2배 강하다고 Kennedy 등<sup>18)</sup>은 보고하였다.

### 전방십자인대와 내측부인대의 재료특성의 비교

응력-변형률 곡선에서 기울기(modulus)는 4%와 7% 변형률 사이에 있으며 전방십자인대이 전내측부

(antero-medial portion) 또는 후외측 부분(postero-lateral portion)보다 내측부인대가 더 크다. 내측부인대가 전방십자인대의 전내측 부분 또는 후외측 부분과 비교하면 같은 변형률에서 두배의 응력에 견딜 수 있다. 파단형태(mode of failure)도 내측부인대와 전방십자인대는 다르다. 외측 대퇴-전방십자인대-경골 복합체의 90%는 골결열(bone avulsion)로 파열이 생기며, 내측 대퇴-전방십자인대-경골 복합체와 대퇴-전내측부인대-경골 복합체(femur-MCL-tibia complex)는 각각 10%와 0%에서 골결열로 파열한다. 전방십자인대는 내측부인대와 달리 독특한 속(fascicular) 구조를 가지는데 많은 양의 속내공간(intrafascicular space)과 느슨한 결합조직(loose connective tissue)을 가진다. 내측부인대의 교원 원섬유는 전방십자인대보다 더 단단히 밀집(packed)되어 있고 더욱 균일한 형태(uniform)로 분포한다. 전방십자인대는 제 3형 교원섬유(type III collagen)이 12%이고, 내측부인대는 9%이다. 전방십자인대는 내측부인대보다 glycosaminoglycan의 양이 2배이며, 환원할 수 있는 교원섬유 교차결합(reducible collagen crosslink)이 많다. 이와 같은 차이는 각 인대의 기능을 수행하기 위하여 조직의 형태의 적응성 변화를 나타낸다고 하였다<sup>19,22)</sup>.

### 점탄성 반응

인대의 응력-변형률의 양상은 속도 의존적이며, 느린 하중의 조건시 인대의 변형이 더욱 많이 일어난다. 하중의

Table 1. Material and structural properties of the anterior cruciate ligament(Noyes et al.<sup>15)</sup> 1984)

Tissue	Width (mm)	Area (mm <sup>2</sup> )	Max load(N)	Stiffness (kN/M)	Modulus (MPa)	Max stress (MPa)	Elongation <sup>a</sup> (%)
Anterior cruciate ligament	-	44	1730	182	110	40	44
Patellar tendon(one-third)	15	50	2900	700	340	60	20-25
Semitendinosus	-	14	1300	180	350	90	35
Fascia latae	16	8	620	120	400	80	27
	45 <sup>b</sup>		1770	340			
Gracilis	-	8	850	170	600	110	27
Iliotibial band	18	37	660	110	-	-	-
Quadriceps tendon	25		920	160			
Medial third	14	29	370	50			
Central third	16	17	270	40			
Lateral third	14	29	250	30			

<sup>a</sup>Bone-ligament-bone

<sup>b</sup>Normal width available for transfer

Abbreviations: MPa=10N/M<sup>2</sup>=N/mm<sup>2</sup>

속도는 파단시 최대강도와 파단 위치에 영향을 미친다. 인대는 특징적인 크리프 특성과 응력이완 특성을 가진다. 그래서 조직의 시간 의존적 특성을 점탄성 특성(viscoelastic properties)이라고 한다.

Noyes 등<sup>16</sup>의 연구에 의하면, 66% strain/sec의 변형률에서 인대는 실질내에 파열이 생기며 0.66% strain/sec의 아주 적은 변형률에서 경골에서 견열이 일어났다고 하였다. 그리고 고속과 저속 실험에서 최대 부하와 변형률이 각각 21.3%와 9.5% 증가하였다고 하였다.

Haut<sup>7</sup>는 변형률에 대한 인장 강도의 민감도는 나이와 성숙정도에 의존한다고 하였고 관절의 위치와도 관련 있다고 하였다. 그래서 전방십자인대의 전내측부분은 전방으로 향하는 부하의 대부분을 담당하기 때문에 전내측 부분이 후외측 부분 보다 더 교원섬유가 많다. 그리고 인장파단 동안 점탄성 반응은 주로 교원 섬유 자체 때문에 기본적으로 생기며 원섬유의 교차결합의 정도와 특성에 의존한다고 하였다. 그러나 Jenkins와 Little<sup>8</sup>, Lanir<sup>10</sup>, 그리고 Li 등<sup>13</sup>은 이와같은 점탄성 특성의 근원은 교원 섬유뿐만 아니라 proteoglycan과 glycoprotein의 수화된 기질(hydrated matrix)과의 상호작용이라고 하였다.

Chimich 등<sup>9</sup>은 응력이완의 속도는 조직내의 수분의 양이 감소함으로 비례하여 감소한다고 하였으며 이런 연구는 인대와 건의 점탄성효과는 조직안팎의 수액의 운동에 의존할 수 있다는 것을 제시한다.

### 파단반응

파열된 인대의 광현미경 사진(photomicrograph)으로 보면 교원섬유는 불균등 분할면(uneven cleavage plane)에서 인대의 서로 다른 부위에서 파열된다. 인대가 10% 변형률로 신장되었을 때 거의 모든 섬유는 하중을 제거한 후 주름 모양으로 환원된다. 그러나 15% 변형률로 신장되면 최대 파단응력의 30%의 신장력에서도 미세한 교원섬유의 광범위한 미세 파열과 분해(disorganization)가 일어난다. 20% 변형률로 신장하면 5-10 $\mu$ m 정도의 굵은 교원섬유의 파열이 일어난다. 그래서 인대는 직선범위 내에서 부하를 받더라도 미세파열이 교원섬유의 주요 섬유 속(bundle) 사이의 미세한 섬유에서 일어날 수 있다.

### 고 정

Noyes 등<sup>16</sup>은 인대의 강도에 고정 효과의 효과를 연구하였는데, 파열의 최대 하중과 흡수된 에너지는 각각 39%,

32%까지 감소하였다고 했다. 재활동 26주 후에 대퇴-전방십자인대-경골 복합체는 원래 파단 하중이 부분적으로 회복되었다. Woo 등<sup>20</sup>은 측부인대의 고정에 대한 실험에서 8주 고정후 선형 강직, 최대하중, 파단에 흡수된 에너지가 정상측의 약 1/2 수준이었다고 하였다. 재활동 1년후 최대하중, 흡수된 에너지는 회복은 되었지만 정상으로 되지는 않았다. Cabaud 등<sup>21</sup>은 쥐의 전방십자인대의 강도에 운동의 효과를 조사하여 운동한 쥐에서 전방십자인대의 강도와 강직이 크게 증가하였다고 했다. Wang 등<sup>22</sup>은 내측부인대의 구조적 역학적 특성에서 나이와 일생동안의 운동 효과를 조사하여 인장강도와 파단 변형이 운동에 관계없이 나이에 따라 30%와 20% 감소하였고, 운동은 Young's modulus를 20% 증가시킨다고 하였다.

### 운동역학 (Kinematics)

슬관절은 기능을 이해하기 위하여 운동역학의 이해가 필수적이다. 슬관절의 운동은 3가지 축을 가진 데카르트식의 Cartesian coordinate system과 연관하여 기술될 수 있다. 그러므로 6가지의 자유도가 있다. 즉, 3가지 전위(translation; anterior-posterior, medial-lateral, superior-inferior)와 3가지 회전(flexion-extension, varus-valgus, internal-external)이 있다(Fig. 9).

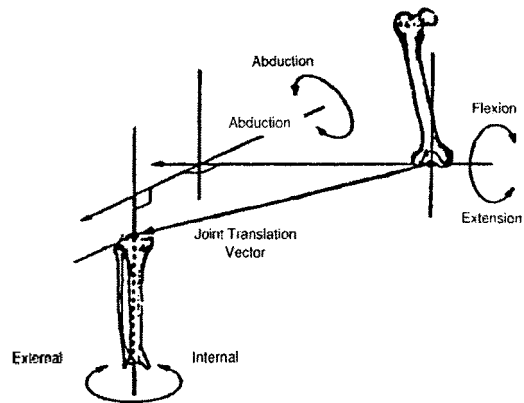


Fig. 9. The knee joint has six degrees of freedom in a Cartesian coordinate system.

슬관절의 운동중 전위와 회전은 일차적으로 시상면에서 일어나고 다른 면에서 종속적인 전위와 회전이 복합된다. 인대는 반월상 연골과 골의 형태와 같이 정적인 안정구조물(static stabilizer)이며, 근육은 슬관절의 움직임을 제

한하는 역동적 안정구조물(dynamic stabilizer)이다. 십자인대와 골은 신전-굴곡시 서로 움직임을 안내하는 역학적 결합(mechanical linkage)을 형성한다. 이런 기전의 단순화된 모형이 four-bar cruciate linkage이다(Fig. 10)<sup>17)</sup>. 관절의 굴곡 축은 순간적인 중심(instantaneous center)을 지나며 이것은 전방십자인대와 후방십자인대 사이를 교차하는 점이다. 결합의 기하(geometry)가 굴곡, 신전시 변화하기 때문에, 순간적인 축은 두 골에 대하여 상대적으로 전·후방으로 움직인다(Fig. 11). 관절면이 순간적인 중심의 원위부에 놓이기 때문에 대퇴골은 슬관절 굴곡시 뒤로 구르고(roll) 경골에 대하여 앞으로 미끄러진다(glide). 이러한 독특한 기전은 관절운동의 전 범위에서 대퇴골이 경골의 후방부에서 굴러 떨어지는 것을 방지한다(Fig. 12).

전방십자인대의 섬유속은 굴곡, 신전시 인대 부착부의 움직임 때문에 분명해진다. 신전시 전방십자인대는 다소 평행해지는 섬유의 판(sheet)이다. 전방십자인대의 대퇴부착부는 시상면에 수직이 아니다. 그래서 굴곡시 전방십자인대의 섬유는 다소 꼬이고 교차하게 된다. 신전시 전방십자인대의 중앙과 후방 섬유는 굴곡축의 뒤에 놓여 팽팽해진다. 굴곡시 부착 위치가 상대적으로 서로 회전함으로써, 그와 같은 섬유의 대퇴부착 시작점은 앞으로 이동하게 되고 결국 굴곡축의 앞에서 전방섬유 밑을 통과하게 된다. 그래서 전방십자인대 섬유의 중앙과 후방 섬유는 굴곡을

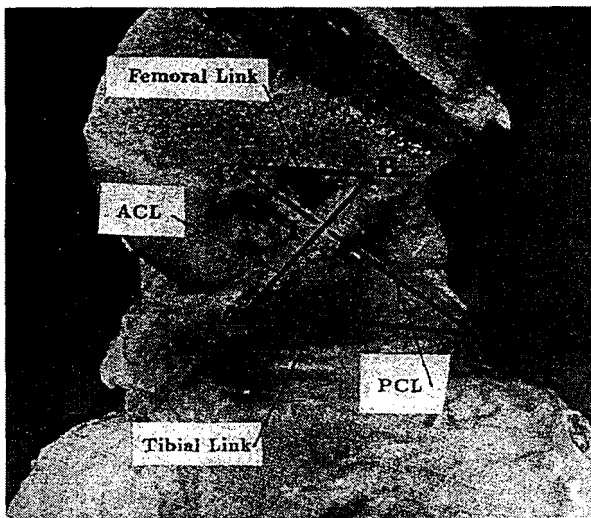


Fig. 10. Sagittal section of the human knee joint, demonstrating the cruciate four-bar linkage. AB represents the ACL, and CD represents the PCL. The instantaneous center of rotation (I) is the point at which the ACL and PCL cross at any given angle of flexion.

증가시킬수록 느슨해진다. 전방섬유에는 반대현상이 나타나며 굴곡시 긴장된다(Fig. 13).

임상적으로 수동적 운동시 모든 섬유가 같은 길이 변화

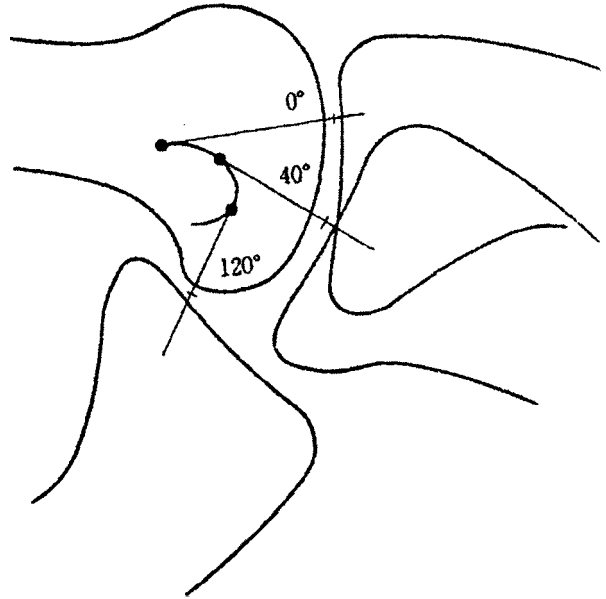


Fig. 11. Transverse axis of flexion-extension motion of knee.

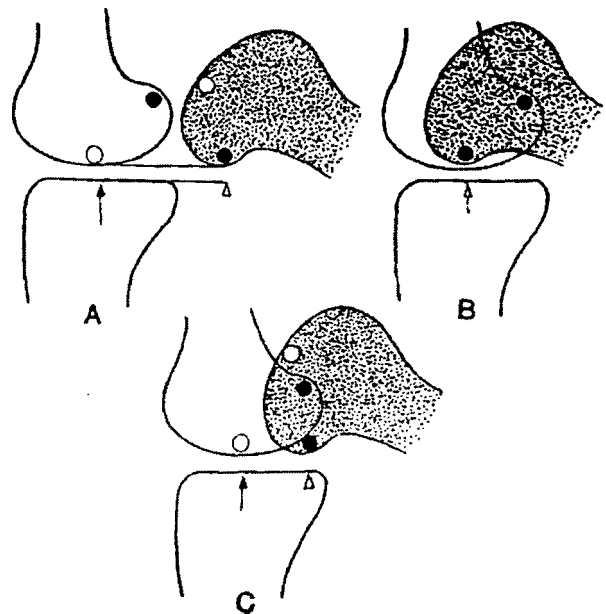


Fig. 12. Flexion-extension motion.

- A : Rolling motion.
- B : Gliding motion.
- C : Combination of normal rolling and gliding motion.

를 보이게(isometric)하게 되는 이식은 현재 기술로는 불가능하다. 전방십자인대와 후방십자인대의 등장점의 개념에 대한 여러 연구가 있다. 대퇴 터널의 위치가 적절한 안정성을 유지하는데 슬관절의 전범위 운동을 허용하는데 결정적이다. 전방십자인대 재건술시 대퇴 터널의 위치가 앞으로 위치하면 굴곡장애 또는 이식을 실패의 원인이 된다. 적절한 유도 핀(guide pin) 입구는 over-the-top 위치에 가능하면 가깝게 잡아서 터널을 만들어야 한다. 경골 터널의 위치변화는 인대의 등장점에 대하여 대퇴터널 보다 다소 덜 민감하지만, 경골 터널의 위치가 너무 앞에 위치하면 완전 신전시 대퇴과간 천정에 충돌을 일으키게 된다.

정상적인 운동역학은 슬관절 운동중 관절면의 조화(congruity)를 유지하는데 필수적이다. 증상이 있는 전방십자인대 결손 환자는 체중부하시 전방전위가 증가되어 대퇴-경골의 정상적인 조화 관계를 변화시켜 비정상적인 접촉력(contact force)을 보인다.

#### 관절안정성에 인대의 정적 역할

슬관절은 일차적 동작(primary motion)과 연결 동작(coupled motion)의 2가지 형태의 운동을 나타낸다. 예를 들면 경골의 연력(torque)으로부터 생기는 경골의 내·외회전은 일차적 동작이고, 경골에 전방으로 힘이 가해져서 생긴 내·외회전은 연결 동작이다<sup>9)</sup>.

#### 전방전위 (anterior translation)

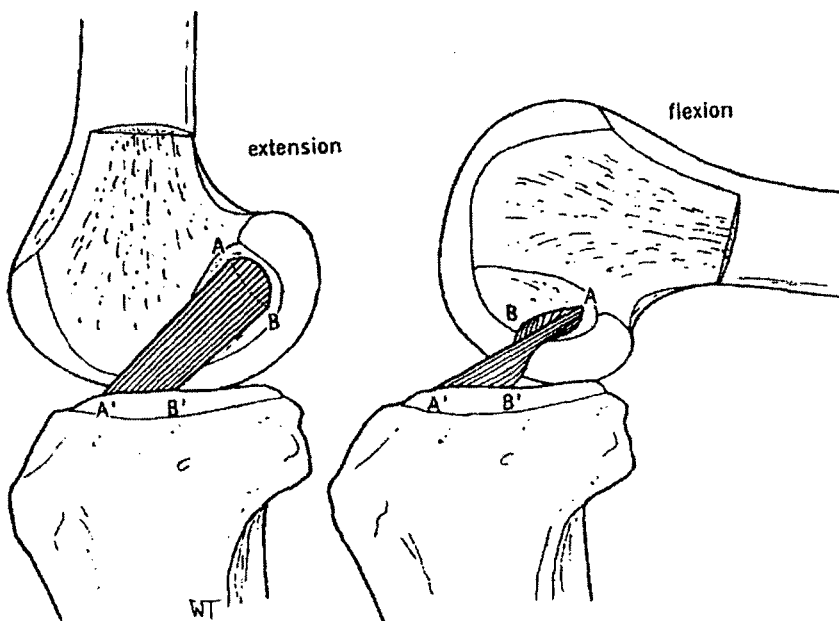
전방십자인대는 경골의 전방전위에 일차적 정적 저항체(primary static restraint)이며, 인대는 하중의 75%에서 85%를 담당한다. 경골의 최대 전방전위(5-8mm)는 굴곡 30도에서 일어난다(Table 2). 전·후방 전위는 연결동작이 허용되면 약 30% 더 많이 전위된다. 전방십자인대 없는 슬관절에서 내측 관절의 구조(내측부인대, 후외측 관절낭)와 내측 만월상 인골은 모든 굴곡 각도에서 전방전위를 저항한다. 전방십자인대와 후외측 구조는 신전시 전방전위를 방지한다. 장경대와 중간 외측 관절낭은 15도에서 90도 사이 굴곡시 전방전위를 방지한다.

#### 후방전위 (posterior translation)

후방십자인대는 경골의 후방전위를 방지하는 일차적 정적 저항체이며, 30도와 90도 굴곡시 85%에서 100% 하중을 담당한다. 정상 슬관절에서 90도 굴곡시에 최대 4-5mm의 후방 전이가 일어난다(Table 2). 경골의 내회전시 이차적 저항체를 긴장시켜 후방 전위를 감소시킨다. 후방십자인대 단독 절단시 90도 굴곡에서 후방 전위가 15-20mm로 최대로 나타난다. 후외방 복합체와 외측부인대의 절단시 0도와 30도에서 후방십자인대 단독 절단시의 전위만큼 후방전위가 증가하게 된다.

#### 경골 내회전 (internal tibial rotation)

내회전은 20도에서 40도 사이에 굴곡시 최대가 되며 내



◀ Fig. 13.

Diagram of the anterior cruciate ligament in extension and flexion. Note that in extension the postero-lateral bulk is taut, whereas in flexion the antero-medial band is tight and the post-lateral bulk relatively relaxed.



**Table 2.** KT-1000 measurements in 100 normal subjects and 100 chronic unilateral ACL injuries

	Tibial displacement(mm)			
	Posterior force 20 lbs	Anterior force 20 lbs	Manual maximum	Compliance index 15-20lbs
<b>Normal subjects</b>				
Right knee	2.3	6.5	7.2	0.9
Left knee	2.4	6.9	7.5	0.9
Average	2.3±0.5 SD	6.7±1.4 SD	7.3±1.5 SD	0.9±0.2 SD
Range	1.5-3.7	3.8-10	4.3-11	0.5-2
Right-left difference	0.1	0.4	0.3	0.0
<b>ACL injuries</b>				
Noninjured knee	2.9	6.6	7.7	0.9
Injured knee	3.0	12.9	15.9	2.2
Injured-noninjured	0.1	6.3	8.2	1.3
Knee difference	(+3.4%)	(+95%)	(+106%)	(+144%)

SD : standard deviation

측부인대, 후내측 구조가 일차적 저항체이다. 전방십자인대는 일차적-이차적 저항체(primary-secondary restraint)이며 슬관절 신전시 회전을 저항하는 힘이 크다.

**경골 외회전(external tibial rotation)**

외회전은 슬관절 굴곡시 증가하여 굴곡 30도에서 40도 사이에 가장 크다. 외측부인대, 후외방 구조물이 절단되면 외회전이 증가한다. 후방십자인대는 외회전의 이차적 저항체이다.

**외반굴곡(valgus angulation)**

외반굴곡의 일차적 저항체는 내측부인대의 천부 인대(superficial portion)이다. 슬관절 굴곡시 증가하며, 신전시 이차적 안전대인 후내측 관절낭 및 후방십자인대 저항의 약 50%를 담당하며 나머지 50%를 내측부인대가 담당한다. 전방십자인대도 이차적 저항체로 작용한다.

**내반굴곡(varus angulation)**

외측부인대가 일차적 저항체이다. 후외방 관절낭을 절단시 내반 회전(varus rotation)이 상당히 증가한다. 외측부인대가 내반굴곡(varus angulation)에 저항하는 정도는 굴곡을 증가시킬수록 증가한다.

**임상적 의의**

인결 동자없이 30도에서 경골의 비정상적인 전방 전위를 보이고 90도에서 상대적으로 정상적인 전위를 보이면

전방십자인대 단독파열을 나타낸다. 전방십자인대와 내측부인대의 복합 손상시 전방 불안정성이 더욱 증가한다. 외회전 증가와 동반된 전방 전위의 증가는 후외방 복합체 또는 후내방 구조의 손상과 관련이 있다. 90도 굴곡시 연결된 외회전 없이 후방 전위가 증가하면 후방십자인대 단독 파열을 의미한다. 30도와 90도 굴곡에서 후방전위, 외회전이 증가하고, 0도와 30도에서 내반시 외측 관절면이 커지면 후방십자인대, 외측부인대 후외방구조물의 복합 손상을 의미한다. 외회전이 30도에서 증가하고 90도에서 상대적으로 덜하고, 내반 이완성(varus laxity)가 증가하면 외측 구조의 손상에 한정된 것을 의미한다. 0도에서 외반 이완성(valgus laxity)가 상당히 증가하면, 내측 구조의 손상과 동반된 후방십자인대 손상을 의심하여야 한다.

**슬관절의 이완에 대한 관절하중의 영향**

In vitro 실험에서 하중을 받지 않은 슬관절에서 기술된 전위는 실제 임상에서 관찰되는 전위보다 크다<sup>24</sup>. 낮은 전위부하 상태에서는 관절의 압박 부하를 가하면 전방십자인대의 결손 슬관절에서 전방 이완을 감소시킨다. 대퇴 사두근이 안정된 슬관절에서 경골의 전방전위는 훨씬 적으며, 이것은 대퇴 사두근의 각운동 방향과 슬개건과의 각도에 의존한다. 또한 슬개근의 하중의 적용은 전방전위의 정도를 감소시킨다.

전방십자인대의 전방부의 파열은 경골의 고정되었을 때 더 잘 일어난다. 경골이 고정되지 않은 슬관절의 전후방 부하에서 경골의 회전은 전방십자인대의 하중을 받지 않게

하고 전방십자인대의 전·후방 부분에 균등하게 하중을 분포시킨다. 그래서 발이 고정된 굴곡 자세의 skier에서 전방십자인대가 쉽게 파열되는 것을 알 수 있다. 그러나 발가락 끝으로 서서 굴곡된 슬관절 위치에서 운동하는 선수들은 전방십자인대 파열이 상대적으로 적다.

### 인대변형률 측정

과신전 된 슬관절에 내회전 연력(torque)을 적용하면 전방십자인대의 하중이 크게 걸린다. Lewis 등<sup>1)</sup>은 0도에서 45도 사이의 각도에서 대퇴 사두근의 신전은 전방십자인대의 부하를 증가시킴으로 피하는 것이 좋다고 하였으며 과신전은 반드시 피하여야 한다고 하였다. Beynnon 등<sup>2)</sup>은 150N의 부하에서 슬관절이 30도 굴곡 각도에서 전방 전단력을 검사하여 90도에서 보다 더 큰 변형을 나타낸다고 하였다. 슬관절이 90도 굴곡각을 유지할 때 등장성 대퇴사두근의 수축시 전방십자인대의 전방-내측 속의 변화는 없으며, 30도 굴곡시 등장성 대퇴사두근 활동은 전방-내측 속의 변형을 증가시킨다고 하였다. 슬관절의 수동적 운동범위중 11.5도에서 110도 사이에 변형이 0, 또는 그 이하이다. 슬관절의 능동적 운동범위중 최대신전과 48도 사이에서 양성의 변형률 치(positive strain value)를 나타내고, 48도에서 110도 사이에서는 변형이 되지않은 범위를 나타낸다. 능동적 관절운동범위의 변형률 치는 1.5%에서 4.1% 사이로 수동적 운동범위의 변형률 치 보다 더 크다.

### REFERENCES

1. 포항공대 생체역학 전문과정 위원회 : 생체역학 개론, 127-140, 1996.
2. Beynnon BD, Fleming BC, Pope MH and Johnson RJ : The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. In: Jackson DW, ed. The anterior cruciate ligament: current and future concepts. New York: Raven Press, 101-111, 1993.
3. Cabaud HE, Chatty A, Gildengorin V, Feltman RJ : Exercise effects on the strength of rat anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*, 8 : 79, 1980.
4. Chimich D, Marchuk L, Bray R, Sterenberg D, Frank C and Shrive N : Water content alters viscoelastic behavior of ligaments. *Orthop Trans*, 13:665, 1989.
5. Fu FH, Harner CD, Johnson DL, Miller MD and Woo SL-Y : Biomechanics of knee ligaments : basic concepts and clinical application. *J Bone Joint Surg*, 75A:1715-1727, 1993.
6. Hart RA, Newton PO and Woo SL-Y : Quantitative morphology of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. *Orthop Trans*, 15:425-426, 1991.
7. Haut RC : Age-dependent influence of strain rate on the tensile failure of rat-tail tendon. *J Biomech Eng*, 105:296-299, 1983.
8. Hefzy MS and Grood ES : Knee motions and their relations to the function of the anterior cruciate ligament. In: Jackson DW, ed. The anterior cruciate ligament: current and future concepts. New York: Raven Press, 75-83, 1993.
9. Jenkins RB and Little RW : A constitutive equation for parallel fibered elastic tissue. *J Biomech*, 7:397-402, 1974.
10. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB and Danylchuk KD : Tension studies of human knee ligaments : yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg*, 58A:350-355, 1976.
11. Lanir Y : Structure-strength relations in mammalian tendon. *Biophys J*, 24:541-554, 1978.
12. Lewis JL, Lew WD and Markolf K : The measurement of anterior cruciate ligament loads: direct methods. In: Jackson DW, ed. The anterior cruciate ligament: current and future concepts. New York: Raven Press, 95-100, 1993.
13. Li JT, Armstrong CG and Mow VC : The effect of strain rate on mechanical properties of articular cartilage in tension. In: Woo SL-Y, ed. 1983 Biomechanics symposium (ASME) 117-122, 1983.
14. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF and Hefzy MS : Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg*, 66A:344-352, 1984.
15. Noyes FR and Grood ES : The strength of the anterior cruciate ligament in humans and chesus monkeys: age-related and species-related changes. *J Bone Joint Surg*, 58A:1074-1082, 1976.
16. Noyes FR, DeLucas JL and Torvik PJ : Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg*, 56A:236-253, 1974.
17. O'Connor JJ, Shercliff T, FitzPatrick D, et al. : Geometry of the knee. In: Daniel DM, Akeson WH, O'Connor JJ, eds. Knee ligaments structure function injury and repair. New York: Raven Press, 163-200, 1990.
18. Rauch G, Allzeit B and Gotzen L : Tensile strength of the anterior cruciate ligament in dependence on age. In: Proceedings of the meeting on the biomechanics of human knee ligaments. Ulm, Germany: University of Ulm, 24, 1987.
19. Wang CW, Weiss JA, Albright J, Buckwalter JA,

- Martin R and Woo SL-Y : Life-long exercise and aging effects on the canine medial collateral ligament. *Orthop Trans.* 14:488, 1990.
20. Woo SL-Y : Mechanical properties of tendons and ligaments: quasistatic and nonlinear viscoelastic properties. *Biorheology.* 19:385-396, 1982.
21. Woo SL-Y, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM and Takai S : Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: the effects of specimen age and orientation. *Am J Sports Med.* 19:217-225, 1991.
22. Woo SL-Y and Blomstrom GL : The tensile properties of the anterior cruciate ligament as a function of age. In: Jackson DW ed. *The anterior cruciate ligament: current and future concepts.* New York: Raven Press, 53-61, 1993.
23. Woo SL-Y, Newton PO, MacKenna DA and Lyon RM : A comparative evaluation of the mechanical properties of the rabbit medial collateral and anterior cruciate ligaments. *J Biomech.* 25:377-386, 1992.
- 

## Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament

Hee Soo Kyung, M.D.

*Department of Orthopedic Surgery, School of Medicine, Kyungpook National University, Taegu, Korea*

Biomechanics of the soft tissue are different from that of bone. Soft tissue has characteristics of nonhomogeneous, non-linear, anisotropic, viscoelastic, and finite deformation. Biomechanics of ACL, one of the soft tissue, are briefly described : structural and mechanical properties, viscoelastic response, immobilization, kinematics and static function.

---