

## 성장에 따른 가토 경골의 굴곡도의 변화

서울대학교 의과대학 정형외과학교실

〈지도교수 : 한 문 식〉

성 상 철

= Abstract =

### The Changes in Flexibilities of Rabbits' Tibiae in the Growing Period

Sang Chul Seong, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, College of Medicine, Seoul National University

(Director: Professor Moon Sik Hahn, M.D.)

In order to define the changes of mechanical properties of bone tissue in the growing period, 90 rabbits' tibiae were loaded in 3-point bending.

Emphasis was given to the accurate measurement of maximum angulation degrees within the limit of elastic deformation.

Young's modulus of elasticity increased with increasing body weight, and the increments of bending stiffness were more prominent.

In rabbits of low body weights, the tibiae absorbed more energy before fracture occurred and plastic deformation after fracture occurred more frequently.

The mean values and standard deviations of the maximum angulation were  $9.84 \pm 1.33$  degree in Group 1 (range of body weight: 800-1200g),  $7.55 \pm 0.85$  degrees in Group 2 (range of BW: 1600-2000g), and  $5.90 \pm 0.78$  degrees in Group 3 (range of BW: 2400-2800g). These data may support that the allowable maximum angular deformity in treatment of fracture should be adjusted according to the increase of body weight-in other words, maturation.

**Key Words :** Flexibility of rabbits' tibiae, Maximum angulation, Growing period.

## 서 론

성장에 따른 골조직의 역학적인 성질의 변화에 대한 의문은 오래 전부터 제기되었으며, 이의 규명을 위한 실험연구가 수 많은 학자들에 의해 계속되어 왔다. 1965년 Sedlin과 Hirsch<sup>23)</sup>는 인체의 대퇴골 골편을 이용한 굴곡검사를 통하여 Young 탄성률 (Young's modulus of elasticity) 등을 측정함으로써 골조직의 탄성에 관한 자료를 제시한 바 있으며, 1970년 Evans<sup>13)</sup> 등은 장력검사를 시행하여 조직학적인 구조와 역학적인 특성과의 상호관계를 검토하였다. 그리고 1975년에 이르러 Currey와 Butler<sup>8)</sup>는 부검한 소아의 대퇴골 골편의 굴곡검사를 시행하여 이를 성인의 경우와 비교한 결과 소아에서는 낮은 Young 탄성률, 낮은 굴곡강도(bending strength)를 나타낸다고 보고하였으며 이러한 자료는 소아에서

흔한 골골절을 뒷받침해 주는 것으로 해석하였다.

Sarmiento<sup>22)</sup>는 17년간의 기능적 보조구 (functional brace)를 이용한 골절치료의 경험을 토대로 골절부위에서의 어느 정도의 운동은 골치유에 오히려 유리하다고 하였으며, 예를 들어 경골골절의 치료과정에 있어서 성인에서 약 5도 정도의 각형성 변형은 골절치유에 아무런 지장을 가져오지 않는다고 하였다. 성장에 따른 골조직의 역학적인 성질의 변화 중에서 특히 탄성 변형 (elastic deformation)의 한계점에서의 최대 굴곡도는 골절치료시의 허용 각운동과 밀접한 관계가 있다고 하겠으나, 이에 관한 상세한 측정치는 아직 보고된 바 없다.

이에 저자는 성장기의 가토에서 경골의 굴곡검사를 실시하여 성장에 따른 골조직의 역학적인 변화를 추구하고자 다음과 같은 실험을 하였다.

특히 탄성 한계내에서의 최대 굴곡각도를 정확히 제

측하는데 중점을 둠으로써 골절치료시의 허용 각변형에 대한 간접적인 자료를 제시하고자 한다.

## 실험 재료

정규 사료로 사육한 백색 가토를 체중에 따라서 제 1군(체중범위 800~1200 g) 15마리, 제 2군(체중범위 1600~2000 g) 15마리, 제 3군(체중범위 2400~2800 g) 15마리로 분류하였다(Table 1). 평균체중은 제 1군에서 920 g, 제 2군에서 1803 g으로 제 1군의 약 2배이며, 제 3군에서 2693 g으로 제 1군의 약 3배에 해당되었다. 그리고 방사선 검사를 통하여 대퇴골 원위단 및 경골 근위단의 골단판 성장의 상태를 확인하였다(Fig. 1). 사육 도중에 체중범위를 초과한 가토는 다른 가토로 대체하였다.

실험동물을 전신마취한 후 양측 경골을 채취 하였으며, 채취된 경골은 전체길이, 굴곡력을 가할 지점, 굴곡지점에서의 최대 및 최소 직경을 측정, 표시한 후  $-20^{\circ}\text{C}$  상태에서 15~18시간 보관되었으며 냉장고에서

꺼내어 실온에서 최소 2시간 녹인 후에 실험에 임하였다.

## 실험 방법

실험에 이용된 경골의 골막은 양쪽 지지점 및 굴곡력을 가할 지점을 중심으로 제거되었으며, 비골은 부착된 상태로 3-point bending test를 시행 하였다. 이 굴곡검사에는 한국 과학기술원의 협조를 받아 MTS (Material Testing System)가 사용되었으며 굴곡력의 부하 방향은 전방에서 후방으로 항상 일정히 하였다. 실험동물에 따라서 경골의 길이에 차이가 있었으므로 굴곡검사의 양쪽 지지점간의 거리는 전체 길이의 약 80%로 조정하였으며 굴곡력의 부하지점은 경골 원위단에서 전체길이의 40%에 해당되는 것으로 일정히 하였다. 굴곡검사는 경골의 골절이 일어날 때까지 계속하였다(Fig. 2).

여기서 사용된 load cell은  $45\text{kg}\cdot\text{f}$ 의 용량한계를 가진 것이었으며 굴곡력의 부하속도는  $2\text{mm}/\text{min}$ 로 조정되어 있었다. 굴곡검사의 진행결과는 미리 조절된 기록장치를 통하여 모눈종이에 x축은 굴곡력 부하지점의 수직이동거리(deflection)를, y축은 부하된 굴곡력의 크기를 표시하는 곡선으로 나타났으며 90개 시편에 대하여 시행되어 90개의 곡선을 얻었다(Fig. 3).

이 곡선과 각 경골의 실측치를 토대로 3개 군 90개의 시편에 대한 역학적인 성질을 Fig. 4에서와 같이 분석, 계산하였다. 이때 굴곡력을 가한 지점의 내경은 굴곡검사 후에 단면을 깨끗이 절단하여 측정하였으며 단면의

Table 1. Grouping of experimental animals

Group	No. of rabbits	Body weight in gram	
		Range	Average
1	15	800-1200	920
2	15	1600-2000	1803
3	15	2400-2800	2693

Fig. 1. Reontgenographic findings of skeletal maturation.

- A. One of Group 1 rabbits shows widely opened epiphyseal plates of the distal femur and the proximal tibia. B. In Group 2, both epiphyseal plates were fused partially. C. Both epiphyseal plates were fused almost completely in Group 3.

Fig. 2. Photographs of bending test. A. Picture before bending test. B. Picture after fracture occurred.

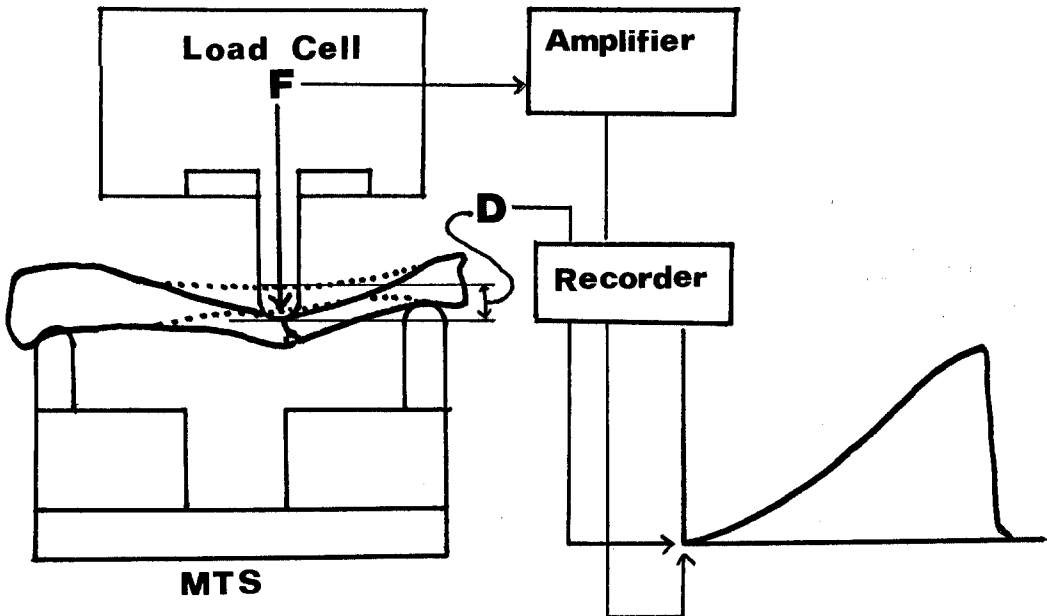


Fig. 3. Schematic drawing of experimental design.

모양은 타원형으로 간주하여 계산하였다. 계산에 대입된 수치는 곡선이 그려진 모눈종이의 눈금을 읽었으며 단위는 mks 단위로 표준화하였다.

#### 1) 최대굴곡능률 (maximum bending moment)

양단지지 들보(simple beam)에서 3-point bending test를 하는 경우에 있어서 굴곡력 부하지점의 최대굴곡능률은  $\frac{Fpd}{S}$ 로 표시된다. 그러나 본 실험에 있어서는 실험재료인 경골의 규격이나 지지점간의 거리가 일정치 않아서 서로 비교하기는 어려운 것으로 판단된다.

#### 2) 관성능률 (moment of inertia)

경골 골간부의 단면을 타원으로 간주했을 때  $\frac{\pi}{64}(WN^3)$ .

$wn^3$ )로 계산되며 굴곡력 부하지점의 단면계수이다.

#### 3) Young 탄성률 (Young's modulus of elasticity)

스트레스와 스트레인과의 비율을 Young 탄성률 이라고 하며, simple beam에서  $\frac{FP^2d^2}{3IDS}$  (I: moment of inertia)라는 수식에 의해 결정된다. Young 탄성률은 성장함에 따라 증가한다.

#### 4) 굴곡저항도 (bending stiffness)

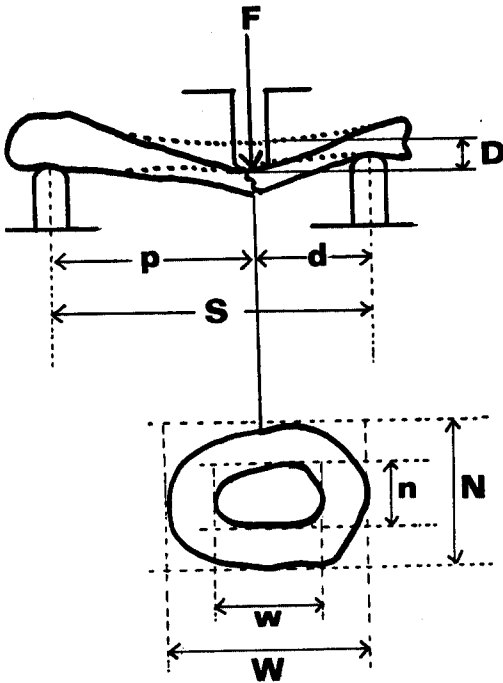
굴곡저항도는  $EI$  ( $E$ : Young 탄성률)로 표시되는 값으로서, 클수록 굴곡력에 대한 저항이 크다고 할 수 있으며 그 재료는 잘 휘어지지 않는다.

5) 탄성 변형내에서의 최대굴곡각도 (maximum angulation within elastic deformation)

본 실험에서 가장 중점을 두어 측정하였으며 Fig. 5에서와 같이  $\text{angulation}(\theta) = \alpha + \beta$ 가 된다.  $\alpha = \tan^{-1} \frac{D}{p}$  및  $\beta = \tan^{-1} \frac{D}{d}$ 로 얻을 수 있다.  $\theta$ 의 값이 클수록 그 골조직의 굴곡도는 크다고 할 수 있으며 소아에서는 성인의 경우보다 골조직의 탄력성이 크기때문에 최대굴곡각도도 더 클 것으로 예상될 수 있다.

6) 굴곡강도 (bending strength)

$\frac{MN}{2I}$  (M : maximum bending moment)로 표시되며 같은 규격의 실험재료로 굴곡검사를 시행한 경우에만 의미가 있을 것으로 사료된다.



$$\text{Maximum Bending Moment (M)} = \frac{F p d}{S}$$

$$\text{Moment of Inertia (I)} = \frac{\pi}{64} (WN^3 - wn^3)$$

$$\text{Young's Modulus (E)} = \frac{F p^2 d^2}{3 IDS}$$

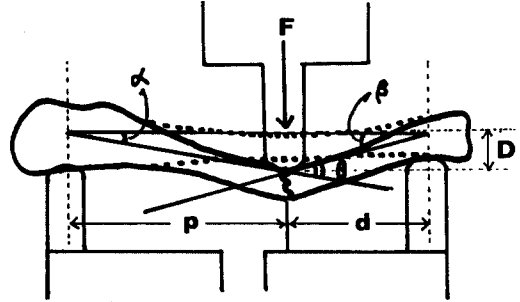
$$\text{Bending Stiffness} = E I$$

$$\text{Bending Strength} = \frac{MN}{2I}$$

Fig. 4. Calculating formulas of mechanical properties.

7) Work absorbed

굴곡력을 가한 부위에서 골절이 발생하기까지 시편의 단위용적당 흡수된 에너지를 말하며, 본 실험에서는 얻어진 곡선에서 골절이 일어난 곳까지의 총면적을 용적으로 나눈 값으로서  $\frac{4 \times \text{Area under curve}}{\pi S(WN - wn)}$ 로 표시될 수 있다. 에너지가 클수록 그 골조직은 비탄성 변형 (plastic deformation)을 하는 경향이 크다고 할 수 있다.



$$\alpha = \tan^{-1} \frac{D}{p}, \quad \beta = \tan^{-1} \frac{D}{d}, \quad \text{Angulation}(\theta) = \alpha + \beta$$

Fig. 5. Calculation method of the maximum angulation.

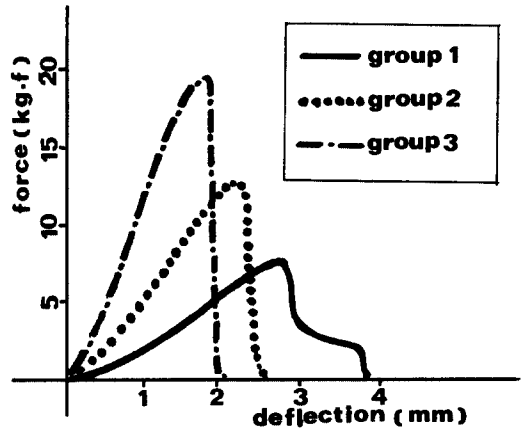


Fig. 6. Examples of bending curves show a low slope with plastic deformation pattern in Group 1, and more increased slopes in Group 2, 3.

Table 2. Mean values and standard deviations of maximum bending moment and Young's modulus

Group	No. of specimens	Maximum bending moment (MN m)	Modulus of elasticity (Gn1m <sup>2</sup> )
1	30	0.87 ± 0.15	10.76 ± 2.58
2	30	2.52 ± 0.43	17.95 ± 2.91
3	30	3.57 ± 0.66	19.94 ± 3.08

1 MN = 10<sup>6</sup> Newton, 1 GN = 10<sup>9</sup> Newton, m: meter

## 실험 결과

Fig. 6에 각 군의 대표적인 곡선 하나씩을 예시하였다. 제 1군에서는 굴곡력이 완만히 증가하여 낮은 기울기를 보이고 수직이동거리가 컸으며, 제 2, 3군으로 갈수록 기울기가 점차 증가되어 큰 굴곡력을 필요로 했으나 수직이동거리는 감소하는 경향을 보였다.

Young 탄성률은 제 1군에서  $10.76 \pm 2.58 \text{ GN/m}^2$  (GN: Giganewton =  $10^9$  Newton), 제 2군에서  $17.75 \pm 2.91 \text{ GN/m}^2$ , 제 3군에서  $19.94 \pm 3.08 \text{ GN/m}^2$ 으로 체중증가에 따라서 점차 증가되는 추세를 보였으나 제 2군과 제 3군

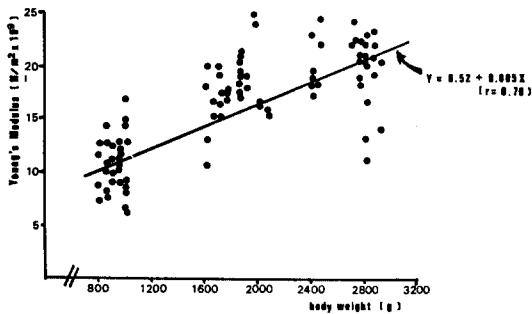


Fig. 7. Correlation between body weight and Young's modulus.

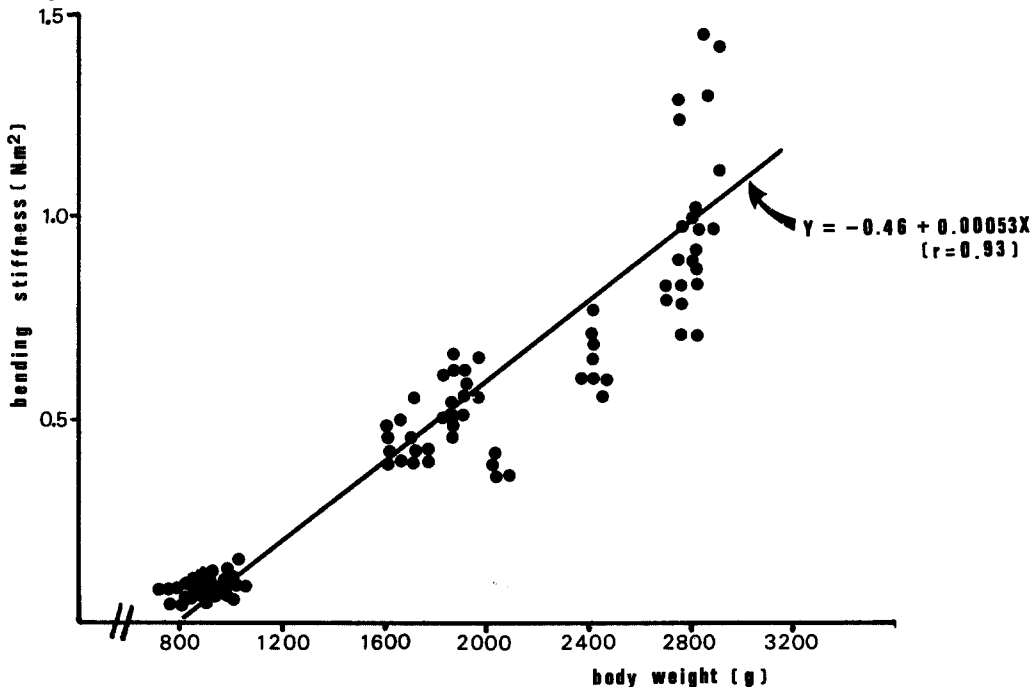


Fig. 8. Correlation between body weight and bending stiffness.

간의 차이는 적었다(Table 2). Fig. 7은 Young 탄성률의 체중과의 상관관계를 나타내며 체중증가에 따라서 뚜렷이 ( $P < 0.01$ ) 증가되는 것으로 나타났다.

굴곡저항도는 제 1군에서  $0.094 \pm 0.020 \text{ Nm}^2$ , 제 2군에서  $0.490 \pm 0.088 \text{ Nm}^2$ , 제 3군에서  $0.908 \pm 0.246 \text{ Nm}^2$ 으로서 세 군들간에 현저한 차이를 보이며 증가했으며(Table 3), 체중과의 상관관계(Fig. 8)를 보면 성장에 따라 크게 ( $P < 0.005$ ) 증가되어서 굴곡력에 대한 점진적인 탄력성의 감소를 뜻해주고 있다.

본 실험에서 가장 중점을 두어 계산한 굴곡각도의 값은 제 1군에서  $9.84 \pm 1.33$ 도, 제 2군에서  $7.55 \pm 0.85$ 도, 제 3군에서  $5.90 \pm 0.78$ 도였으며(Table 3), 이러한 성장에 따른 감소현상은 체중증가와와의 상관관계에서도 의미

Table 3. Mean values and standard deviations of bending stiffness and angulation

Group	Bending stiffness (N m <sup>2</sup> )	* Angulation (o) (degrees)
1	$0.094 \pm 0.020$	$9.84 \pm 1.33$
2	$0.490 \pm 0.088$	$7.55 \pm 0.85$
3	$0.908 \pm 0.246$	$5.90 \pm 0.78$

\* Maximum angulation within limit of elastic deformation

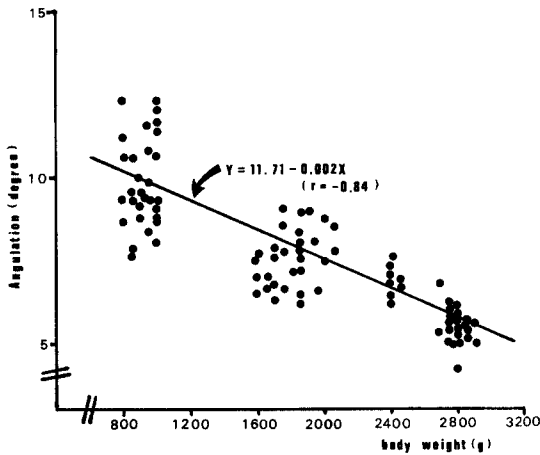


Fig. 9. Correlation between body weight and angulation.

Table 4. Mean values and standard deviations of bending strength and work absorbed

Group	Bending strength (MN/m <sup>2</sup> )	Work absorbed (N/m <sup>2</sup> × 10 <sup>5</sup> )
1	172.67 ± 28.90	2.987 ± 1.435
2	207.16 ± 38.27	1.952 ± 0.764
3	210.52 ± 29.89	1.990 ± 0.730

있는 역 상관관계를 나타내었다 (Fig. 9).

굴곡강도는 굴곡력이 작용하는 지점에서의 최대 스트레스라고 할 수 있으며, 제 1 군에서  $172.67 \pm 28.90$  MN/m<sup>2</sup> (MN: Meganewton =  $10^6$  Newtons), 제 2 군에서  $207 \pm 38.27$  MN/m<sup>2</sup>, 제 3 군에서  $210.52 \pm 29.89$  MN/m<sup>2</sup> 였다 (Table 4). 제 2 군과 제 3 군사이에서는 큰 차이가 없었으며 체중과의 상관관계 (Fig. 10)에서도 나타나 있다. 굴곡강도는 실험재료의 규격이 일정한 경우에 있어서만 의미가 있다.

굴절이 발생하기까지 굴곡력 부하지점에서의 흡수된 에너지는 단위용적당 일의 양으로 표시되며 제 1 군에서  $(2.987 \pm 1.435) \times 10^5$  N.m/m<sup>3</sup>, 제 2 군에서  $(1.952 \pm 0.764) \times 10^5$  N.m/m<sup>3</sup>, 제 3 군에서  $(1.990 \pm 0.730) \times 10^5$  N.m/m<sup>3</sup>였으며 이 자료는 체중이 작은 유약가토에서 더 많은 비탄성 변형을 함으로써 나온 결과로 풀이된다 (Table 4). 체중증가에 따른 상관관계 (Fig. 11)를 보면 제 1 군에서 제 2 군에 이를 때까지는 감소하는 경향이나 제 3 군으로 체중이 증가하는 과정에서는 별다른 변화를 보이지 않았다.

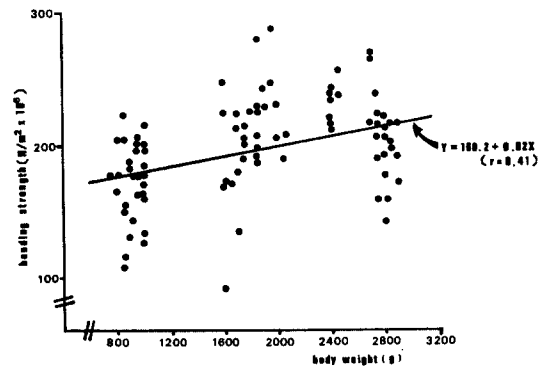


Fig. 10. Correlation between body weight and bending strength.

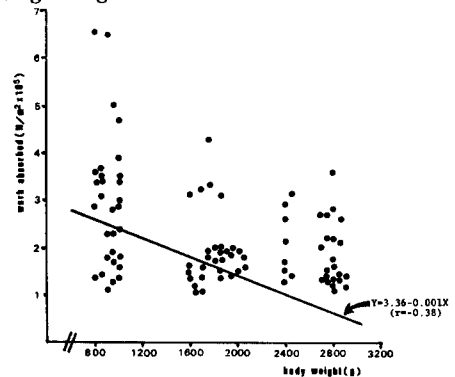


Fig. 11. Correlation between body weight and work absorbed.

## 고 찰

본 실험의 결과에 나타난 바와 같이 체중증가에 따라 골조직의 여러가지 역학적인 성질은 크게 변한다고 하겠다. 성장기의 골조직은 성장이 끝난 골조직에 비하여 낮은 Young 탄성률, 낮은 굴곡저항도, 낮은 굴곡강도를 가지며 골절이 되기까지 더 많은 에너지를 흡수한다. 이러한 자료들은 Currey<sup>8)</sup>, Evans<sup>13)</sup> 등 저자들의 결과와 대개 일치하고 있다.

저자가 사용한 가토의 체중을 참고로 Altman<sup>21)</sup>의 보고에 따라 그 연령을 추정해 본다면 제 1 군은 생후 30~40일, 제 2 군은 생후 약 50~60일, 제 3 군은 생후 약 10~14 주가 된다. 이 추정연령을 인체의 연령과 대조하기는 어려우며 시행된 방사선 검사가 더 확실한 도움을 주었다<sup>28)</sup>.

골조직의 역학적인 검사를 하는데 있어서 뼈 전체를 사용하는 것은 많은 오차를 가져올 수 있기 때문에 실험 조건에 유의해야 한다. 그러나 Burstein<sup>4)</sup> 및 Reilly<sup>21)</sup>의 주장대로 추구하고자 하는 역학적인 특성에 따라서는 오히려 뼈 전체를 사용하는 것이 골조직의 규격을 일정화하는 것보다 의미가 있는 경우도 있다. 본 실험에서는

조직의 규격의 차이에 따라 크게 변동될 수 있는 역학인 성질은 결과판정에 있어서 중요시하지 않았다. 한지 중요한 것은 골절이 발생하기 전까지 최대굴곡 각은 규격화된 골표본의 실험으로서는 예측하기 어려우실제로 의미가 없다는 점이다.

실험대상에서 골조직을 제거한 후 역학적인 검사를 시할 때까지의 시간 간격 및 보존방법에 대해서는 이렇할 정설이 없으며, Strömberg<sup>25)</sup>는 골조직을 동결시는 경우 최대 유력능률(maximum torque capacity)이 4.6% 정도 감소한다고 보고하였으나 Sedlin과 Hilt<sup>23)</sup>, Burstein<sup>3,4,21)</sup> 등은 동결된 골조직의 역학적인 성은 생골과 차이가 없다고 하였다. 심지어 Stevens<sup>24)</sup>은 사골일지라도 잘 보존되지만 하면 생골의 역학적 성질이 잘 유지된다고도 하였다. Yu<sup>28)</sup> 등도 역학적 성질을 보존하기 위하여 -20°C에서 보관하였으며 저의 경우와 일치된다. 그러나 방부제로 처리된 골조직 역학적인 성질은 크게 다른 것으로 인정되고 있으며 재는 거의 사용되고 있지 않다.

Panjabi<sup>20)</sup> 등은 염전하중 실험을 통하여 변형을 가속도가 커짐에 따라서 최대 유력능률, 흡수된 에너지 염전강도(torsional stiffness)가 증가한다고 보고하였으며, 굴곡검사에서 보고자에 따라서 굴곡력을 가속도를 달리하고 있으며 이에 따른 차이점은 불가피하다<sup>5)</sup>. 저자의 실험에서는 굴곡력의 부하속도를 2 mm/min로 모든 실험과정을 통하여 일정하게 유지하였으므로 성장에 따른 변화를 보는 관점에서는 문제가 되지 않는다.

Young 탄성률은 다른 저자들의 보고와 같이 성장함에 따라 점차 증가하는 경향이었으며 체중증가와 밀접한 관련성을 가지는 것으로 사료된다. Young 탄성률이 올수록 그 골조직은 유연하다고 할 수 있으며 골성장 이루어지면 큰 변동이 없다. Vinz<sup>9)</sup>는 장력검사를 한 파 인체에서 골조직의 탄성률이 약 40세까지 계속 증한다고 보고하였다. 골조직은 그 형태나 구조가 불규하여 osteon의 배열방향과 뼈의 장축에 대한 굴곡력 방향(또는 각도)에 따라서도 Young 탄성률은 달라지되며<sup>13)</sup>, Kriewall<sup>15)</sup>은 골조직의 ash content가 증가에 따라서 Young 탄성률도 증가한다고 하였다.

굴곡저항도는 Young 탄성률에 단면계수를 곱한 값으로 표시되며 골조직의 질량이 커질수록 증가하기때문에 규격이 다른 골조직의 굴곡저항도를 비교하는 것은 문제점을 안고 있다. 그러나 성장에 따라서 골조직의량은 대개 필연적으로 증가되기에 Young 탄성률의 변를 더 뚜렷이 나타나게 된다. 이런 점에서 기능적 보구에 의한 골절치료는 충분한 가골을 형성하여 단면수의 값이 커지므로 굴곡저항도도 커진다고 주장하는

학자들이 있다.

굴곡강도는 최대 굴곡능률과 뼈의 수직반경에 비례하기 때문에 규격이 같은 재료에서만 의미가 있으며, 본 실험에서 나온 결과를 그대로 비교하기는 어렵다. 그러나 제1군과 제2군사이에는 굴곡강도에 차이가 있으며 제2군과 제3군사이에서는 큰 차이가 없는 것으로 봐서, 어느 정도의 골성장이 이루어지면 굴곡강도는 변화는 거의 없는 것으로 보여진다. Currey<sup>9)</sup>는 대퇴골의 굴곡강도가 가장 크다고 하였다.

골절시킴에 필요한 일 또는 에너지는 굴곡에 대한 재료의 저항을 표시해 준다. 본 실험에서는 제1군에서 골절후에 에너지를 흡수하는 소위 비탄성 변형을 하는 예가 많았으며, 이는 Currey<sup>9)</sup>, Paavolainen<sup>19)</sup> 등의 보고와 일치하고 있다. 이러한 현상은 소아에서 흔한 골 골절을 뒷받침해주는 동시에 소아 골조직의 굴곡도가 성인의 경우보다 더 크다는 것을 말해 준다.

본 실험에서 가장 중요시되었던 탄성 변형 한도내에서의 최대굴곡각도는 제1군에서 약 10도, 제2군에서 약 7.5도, 제3군에서 약 6도였으며 비교할 만한 다른 저자들의 보고는 없다. 단지 Mason<sup>18)</sup> 등의 실험에서 사체의 골조직을 이용하여 외팔뚝보(cantilever) 기전에 의해 계산된 불규칙한 자료가 있을 뿐이며, 그것도 골절되는 부위가 일정치 않고 내고정된 골조직을 사용했기때문에 다른 변수가 작용했을 것으로 추정된다. 1981년 정<sup>1)</sup> 등이 골절부위에서 약 5도 정도의 각 운동은 오히려 골치유를 촉진시킨다고 보고하였으며, 이 점은 저자의 실험중 성숙가토인, 제3군에서 측정된 6도와 거의 동일한 결과라고 하겠다. 성숙가토에서 약 6도 정도의 각운동은 골절치유에 별다른 지장을 초래하지 않는 것으로 해석될 수 있으며, 유약가토에서는 7.5~10도 범위내의 각운동은 아마도 골절치유에 해롭지 않을 것으로 사료된다.

탄성한계내에서의 최대굴곡각도는 체중과는 역상관관계를 이루고 있어서 성장에 따라서 굴곡도는 감소한다고 하겠다.

본 실험의 해석에 있어서 몇가지 제약이 있다면, 첫째 골절부근에서 비탄성 변형을 보이는 것이며, 둘째 골조직은 동질성 재료가 아닌 점이며, 셋째 근육의 부착 때문에 골조직의 표면이 불규칙하며, 네째 관성능률 즉, 단면계수를 계산할 때 모양을 타원으로 간주한 점이다.

Sarmiento<sup>22)</sup> 등의 주장대로 골절치유에 어느 정도의 각운동을 이롭다고 한다면, 그 정도를 아는 것이 임상치료에 도움이 된다고 하겠으며 성장에 따른 허용 각운동의 정도도 달라져야 될 것으로 믿는다. 이런 점에서 본 실험연구의 의미를 찾을 수 있을 것이며 상기한 제약을 극복하여 인체에서도 더 많은 연구를 통하여 자세히 규명되어야 할 과제라고 사료된다.

## 결 론

성장에 따른 골조직의 굴곡도는 변화를 측정하기 위하여 백색 가토를 체중에 따라서 제 1 군(체중범위 : 800~1200 g), 제 2 군(체중범위 : 1600~2000 g), 제 3 군(체중범위 : 2400~2800 g)으로 분류하여 적출된 경골에 대하여 시행한 굴곡검사를 통하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. Young 탄성률은 체중증가에 따라서 증가하였다.
2. 굴곡저항도는 체중증가에 따라서 현저히 증가하였으며, 체중과 밀접한 상관관계를 나타내었다.
3. 굴곡강도는 제 1 군과 제 2 군사이에서는 뚜렷이 증가하였으나 제 2 군과 제 3 군 사이에는 큰 차이가 없었다.
4. 골절이 일어날 때까지 흡수된 에너지는 제 1 군과 제 2 군 사이에서 현저히 감소하는 경향이거나 제 2 군과 제 3 군 사이에는 의미있는 차이가 없었다.
5. 탄성변형 한계내의 최대굴곡각도는 제 1 군에서  $9.84 \pm 1.33$ 도, 제 2 군에서  $7.55 \pm 0.85$ 도, 제 3 군에서는  $5.90 \pm 0.78$ 도 였으며, 이는 골절치유과정에서의 허용 각운동에 대한 간접적인 자료로 사용된다.

## REFERENCES

- 1) 정문상, 이덕용 : 골절부에 각운동 허용이 골절치유에 미치는 영향. 대한 정형외과 학회지, 제 16권, 제 1호 : 20, 1981.
- 2) Altman, P.L. : *Biology Data Book*, 2nd Ed., 1972.
- 3) Burstein, A.H. and Martens, M. : *Aging of Bone Tissue: Mechanical Properties*, J. Bone Joint Surg., 58-A: 82, 1976.
- 4) Burstein, A.H. and Reilly, D.T. : *The Ultimate Properties of Bone Tissue: The Effect of Yielding*, J. Biomech., 5:35, 1972.
- 5) Carter, D.R., Caler, W.E. and Harris, W.H. : *Resultant Loads and Elastic Modulus Calibration of Long Bone Cross Sections*, J. Biomech., 14:739, 1981.
- 6) Carter, D.R. and Sprengler D.M. : *Mechanical Properties and Composition of Cortical Bone*, Clin. Orthop., 135: 192, 1978.
- 7) Connolly, J.F. Hahn, H., and Davy D. : *Fracture Healing in Weight-bearing and Nonweight-bearing Bones*, J. Trauma, Vol. 18, No. 11: 866, 1978.
- 8) Currey, J.D. and Butler, G. : *The Mechanical Properties of Bone Tissue in children*, J. Bone Joint Surg., 57-A: 810, 1974.
- 9) Currey, J.D. : *Mechanical Properties of Bone Tissue with Greatly Differing Functions*, J. Biomech., 1: 313, 1978.
- 10) Davy, D.T. and Connolly, J.F. : *The Biomechanical Behavior of Healing Canine Radii and Ribs*, Biomech., 15: 235, 1982.
- 11) Dehne, E. : *The Rationale of Early Function Loading in the Healing of Fractures: A Comprehensive Gate Control Concept of Repair*, Clin. Orthop., 14: 18, 1980.
- 12) Engesaeter, L.B., Ekeland, A. and Langeland, N. : *Methods for Testing the Mechanical Properties of the Rat Femur*, Acta Orthop. Scand., 49: 512, 1978.
- 13) Evans, F.G. : *Mechanical Properties and Histology of Cortical Bone from Younger and Old Men*, Anat. Rec. 185: 1, 1976.
- 14) Katz, J.L. : *Anisotropy of Young's Modulus of Bone*, Nature. Vol. 283:106, 1980.
- 15) Kriewall, T.J., Mcpherson, G.K. and Tsai, A.C. : *Bending Properties and Content of Fetal Cranial Bone*, J. Biomech., 14: 73, 1981.
- 16) Latta, L.L., Sarmiento, A. and Tarr, R.R. : *The Rationale of Functional Bracing of Fractures*, Clin. Orthop., 146: 28, 1980.
- 17) Lindahl, O. : *Mechanical Properties of Dried Defatted Spongy Bone*, Acta Orthop. Scand., 47: 11, 1976.
- 18) Mason, S.M. and Fyfe, I.S. : *Comparison of Rigidity of Whole Tubular Bones*, J. Biomech., 12: 367, 1979.
- 19) Paavolainen, P. : *Studies on Mechanical Strength of Bone. I. Torsional Strength of Normal Rabbit Tibial Fibular Bone*, Acta Orthop. Scand., 49:497, 1978.
- 20) Panjabi, M.M., White, A.A. and Southwick, W.O. : *Mechanical Properties of Bone as a Function of Rate of Deformation*, J. Bone Joint Surg., 55-A: 322, 1973.
- 21) Reilly, D.T. and Burstein, H.B. : *The Mechanical Properties of Cortical Bone*, J. Bone Joint Surg., 56-A: 1001, 1974.
- 22) Sarmiento, A. and Latta, L.L. : *Closed Function Treatment of Fractures*, Springer-Verlag, 1981.
- 23) Sedlin, E.D. and Hirsch, C. : *Factor Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone*, Acta Orthop. Scand., 37:29, 1966.
- 24) Stevens, J. and Ray, R.D. : *An Experimental Con*



- parison of Living and Dead Bone in Rats. I. Physical Properties. J. Bone Joint Surg., 44-B: 412, 1962.*
- 5) Stromberg, L. and Dalen, N. : *The Influence of Freezing on the Maximum Torque Capacity of Long Bones. Acta Orthop. Scand., 47: 254, 1976.*
- 5) Weir, J.B., Bell, G.H. and Chambers, J.W. : *The Strength and Elasticity of Bone in Rats on A Rachitogenic Diet. J. Bone Joint Surg., 31-B: 444, 1949.*
- 27) Woo, S.L.-Y., Kuei, S.C., Amiel, D., Gomez, M.A., Hayes, W.O. and Akeson, W.H. : *The Effect of Prolonged Physical Training on the Properties of Long Bone: A Study of Wolff's Law. J. Bone Joint Surg., 63-A: 780, 1981.*
- 28) Yu, W.Y., Siu, C.M., Shim, S.S., Hawthorne, H.M. and Dunbar, J.S. : *Mechanical Properties and Mineral Content of Avascular and Revascularizing Cortical Bone. J. Bone Joint Surg., 57-A: 692, 1975.*
-