

신연외력이 성장기 가토 경골 간부에 미치는 영향

서울대학교 의과대학 정형외과학교실

이한구 · 이덕용 · 이상훈 · 안병완 · 정진엽

= Abstract =

Biomechanical Properties of the Growing Long Bone —A Tension Study on Rabbits' Tibiae—

Han Koo Lee, M.D., Duk Yong Lee, M.D., Sang Hoon Lee, M.D., Byoung Wan Ahn, M.D.
and Chin Youb Chung, M.D.

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

Bone is a heterogenous and anisotropic material exhibiting elastic, viscoelastis and plastic properties. A considerable amount of information is now available regarding biomechanical properties and mechanisms of fractures of mature long bones, but less is known about the properties of the growing bones.

In order to assess the biomechanical properties under tension, rabbits' growing bones were loaded with Instron Modal 1,000 until fracture occurred.

Two hundred tibiae of 100 New Zealand white immature rabbits were divided into 6 experimental groups according to maturity and size. Group I-R(40 right tibiae of 1-month old rabbits), Group I-L(40 left tibiae of 1-month old rabbits), Group II-R(20 right tibiae of 3-month old rabbits), Group II-L(20 left tibiae of 3-month old rabbits), Group III-R(40 right tibiae of 5-month old rabbits), and Group III-L(40 left tibiae of 5-month old rabbits).

The following results were obtained.

1. Fracture type was transverse or nearly transverse in 170 out of the total 200 tibiae(85%).
2. Maximum tensile strength of each group was $628.4 \pm 170.1\text{N}$ (Group I-R), $619.4 \pm 177.5\text{N}$ (Group I-L), $1,111.0 \pm 307.4\text{N}$ (Group II-R), $1,147.2 \pm 361.6\text{N}$ (Group II-L), $1,590.3 \pm 379.9\text{N}$ (Group III-R), $1,696.6 \pm 465.4\text{N}$ (Group III-L).
3. Ultimate tensile stress of each group was $87.0 \pm 24.8\text{MN/m}$ (Group I-R), $96.4 \pm 25.6\text{MN/m}$ (Group I-L), $126.3 \pm 31.6\text{MN/m}$ (Group II-R), $132.0 \pm 44.2\text{MN/m}$ (Group II-L), $139.9 \pm 37.5\text{MN/m}$ (Group III-R), and $143.0 \pm 37.9\text{MN/m}$ (Group III-L).
4. Ultimate tensile strain of each group was 0.12 ± 0.04 (Group I-R), 0.11 ± 0.07 (Group II-L), 0.10 ± 0.04 (Group III-R), and 0.10 ± 0.05 (Group III-L).
5. Young's modulus of each group was $804.2 \pm 373.9\text{MN/m}$ (Group I-R), $881.9 \pm 396.3\text{MN/m}$ (Group I-L), $1,474.8 \pm 387.4\text{MN/m}$ (Group II-R), $1,450.7 \pm 561.3\text{MN/m}$ (Group II-L), $1,642.6 \pm 651.9\text{MN/m}$ (Group III-R), and $1,772.0 \pm 713.3\text{MN/m}$ (Group III-L).
6. Energy absorption capacity of each group was $5.42 \pm 2.70\text{MN/m}$ (Group I-R), $6.00 \pm 2.69\text{MN/m}$ (Group I-L), $6.54 \pm 3.66\text{MN/m}$ (Group II-R), $6.58 \pm 3.78\text{MN/m}$ (Group II-L), $7.48 \pm 4.13\text{MN/m}$ (Group III-R), and $8.43 \pm 3.96\text{MN/m}$ (Group III-L).

Based on this experiment, following conclusions were made.

1. Fractures were usually transverse in type.

*본 논문은 1986년도 서울대학교 병원 특진연구비 보조로 이루어진것임.

2. Younger bones showed lower maximum tensile strength than older bones.
3. Younger bones showed lower ultimate tensile stress and lower Young's modulus than older bones. There was statistically significant difference between 1- and 3-month old rabbits but not between 3- and 5-month old rabbits.
4. Younger bones showed lower energy absorption capacity than older bones, but there was statistically significant difference only between 1- and 5-month old rabbits.
5. Younger bones showed higher ultimate tensile strain than older bones, but there was statistically significant difference only between 1- and 5-month old rabbits.
6. Between right and left bones, all biomechanical properties showed no statistically significant differences.

Key Words: Biomechanical property of bone, Tension of bone, Fracture of growing bone.

서 론

골과 골조직의 생역학적 성질을 규명하는 것은 골의 기능을 이해하는데 중요할 뿐만 아니라, 골에 대한 현대의학의 치료면에서도 매우 중요하다.

골은 탄성(彈性, elasticity)과 점탄성(粘彈性, viscoelasticity) 및 소성(塑性, plasticity)을 가진 이질적(異質的, heterogeneous)이며, 이방향성(異方向性, anisotropic)인 물질로써 생역학의 발달과 더불어 골의 생역학적인 성질과 골절을 일으키는 기전을 규명하기 위하여 많은 학자들에 의하여 광범위한 연구가 진행되었다^{1, 2, 7, 12, 22, 24, 25-29}. 또한 성숙골에 대하여 연령의 증가에 따른 생역학적 성질의 변화를 측정하기 위한 연구도 많은 논란을 거듭한 끝에 점차 정립되어 가고 있다.

Melick and Miller²⁴는 성인대퇴골 피질의 신장력(tensile strength)은 10년에 4%씩 감소한다고 보고하였으나, Sedlin and Hirsch²⁵와 Evans et al.¹²은 연령에 따른 신장력의 변화가 없다고 발표하였다. 1971년 이후 탄성과 소성에 대한 중요성이 인식되면서 Burstein and Martine⁷은 20대에서 80대까지의 대퇴골과 경골을 대상으로 골조직의 생역학적 성질을 연구한 결과, 대퇴골에서는 연령이 증가함에 따라 소성률(塑性率, plastic modulus)을 제외한 모든 생역학적 성질이 감소하나 경골의 경우는 다르며, 특히 신장력에 대한 경골의 생역학적 성질은 극한 신장왜곡률(極限伸張歪曲率, ultimate tensile strain)과 에너지 흡수 능력(energy absorption capacity)을 제외하고는 연령의 증가와 무관하다고 보고하였다. 이외에도 성숙골에 대한 생역학적 성질에 대하여는 많은 자료가 제시되어 있다^{1, 2-5, 9, 11, 16, 19, 23}.

그러나 성장기의 골에 대하여 연령에 따른 골의 생역학적 성질을 비교한 연구는 아직도 빈약한 편

이다. Hirsch and Evans¹²는 7개월 미만의 골조직의 신장력 및 Young 탄성률(Young's modulus)은 14세 이상의 골조직의 신장력 및 Young 탄성률(Young's modulus)과 비교하여 14세보다 적다고 보고하였으며, Currey and Butles¹⁹는 소아 대퇴골의 굴곡실험(bending test)을 통하여 성숙기 골의 탄성률(modulus of elasticity)과 굴곡력(bending force)은 적으나 골절을 일으킬 때까지의 에너지흡수 능력은 크다고 보고하였으며, 이러한 결과로 소아에서 굴곡절(bending fracture)의 발생이 많음은 설명하였다.

본 연구에서는 성장기 가토의 경골을 사용하여 신장실험을 통하여 성장기 골조직의 신장하중에 대한 생역학적 성질과 성장기 골에서 신장시에 골절을 일으키는 하중의 정도를 규명하고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

실험재료로는 서울대학교병원 동물실험실에서 분양받은 생후 1~1.5개월, 3~3.5개월 및 5~5.5개월의 뉴질랜드계 백색 가토(*Oryctolagus cuniculus*)를 암수 성구별없이 각각 40마리, 20마리, 40마리를 사용하였다. 전 실험기간중 사료로는 삼양사 제품의 페레트형 고형압축사료를 이용하였고 식수는 수도물을 사용하였으며 기타 사육조건은 모든 토끼에서 동일하게 하였다.

실험군은 골의 생역학적 성질을 관찰하기 위하여 성숙도와 좌우측에 따라 6개의 군으로 나누었다. I-R군(1개월 가토의 우측 경골), I-L군(1개월 가토의 좌측 경골), II-R군(3개월 가토의 우측 경골), II-L군(3개월 가토의 좌측 경골), III-R군(5개월 가토의 우측 경골), III-L군(5개월 가토의 좌측 경골)으로 분류하였다(Table 1).

실험동물은 20% urethane을 체중 kg당 5ml 복

강내 주사와 Ketamine을 체중 kg당 10mg 근육주사로 마취한 후 양측 하지를 절개하여 양측 경골을 채취하였으며, 가토는 피부만 봉합한 후 공기주사로 고통없이 희생시켰다.

Table 1. Grouping of experimental animals

| Group | No. of tibiae | Age(months) |
|---------|---------------|-------------|
| I - R | 40 | 1-1.5 |
| I - L | 40 | 1-1.5 |
| II - R | 20 | 3-3.5 |
| II - L | 20 | 3-3.5 |
| III - R | 40 | 5-5.5 |
| III - L | 40 | 5-5.5 |

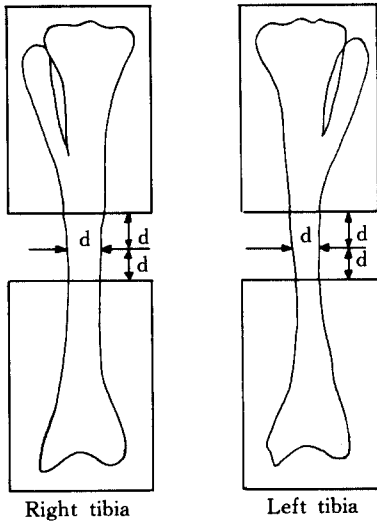


Fig. 1. Preparation of tibia for tension study.

로 고통없이 희생시켰다.

채취한 경골은 그 길이와 골 중앙부에서 외경의 최대 및 최소직경을 측정한 후 각군으로 분류하여 생리식염수에 적신 상태로 보관하였다.

각 골을 측정기에 고정시키기 위하여 일정한 크기의 직사각 기둥형 주물을 이용하여 골의 상하부를 각각 중앙부에서 최대외경(d)과 같은 거리까지 위, 아래에서 감싸도록 하고 그 사이에 묶게 갠 에폭시레진을 부어 고정하여 신장 하중이 이 구간에 국한되도록 하였다(Fig. 1).

골의 채취후부터 측정기로 측정하는 과정까지 모든 실험용 골은 생리식염수로 계속적으로 세척하였다. 골의 채취후부터 측정이 끝날때까지 소요시간은 모든 경우에서 2시간 이내였다.

2. 연구 방법

신장하중에 대한 경골의 생역학적 성질중 골절의 형태, 최대 신장력, 극한 신장응력, 극한 신장왜곡률, Young 탄성률, 에너지 흡수능력등을 측정하기 위하여 500kg의 용량한계를 가진 Instron Model 1,000(Instron사 제작, 미국)을 사용하였다(Fig. 2).

에폭시레진으로 싼 골을 싼 부분까지 위, 아래를 Instron측정기에 고정한 후 신장부하 속도를 분당 10mm의 속도로 고정하고 측정하였다. 신장검사의 진행 결과는 Instron기계에서 나오는 수치와 미리 조절된 기록장치를 통하여 모눈종이에 Y축은 부하된 신장력의 크기(kg. f)를 X축은 신장구간의 수직이동거리(mm)를 표시하는 곡선으로 나타냈다(Fig. 3).

Fig. 2. Overview of instron model 1.000.

골절이 일어나기까지의 최대 신장력(maximum tensile strength)과 변형(deformation)은 Instron 측정기에 수치로 표시되었으며, 극한 신장응력(ultimate tensile stress)은 $UTS = \frac{4F}{\pi(NW-nw)}$ 로, Young 탄성률은 $E = UTS \times \frac{1}{\Delta l}$ 의 공식으로 계산하였으며(Fig. 4), 에너지 흡수능력은 기록장치를 통하여 나온 도표의 면적을 planimeter를 이용하여 구하였다. 경골의 내경을 구하기 위하여 신장검사 후

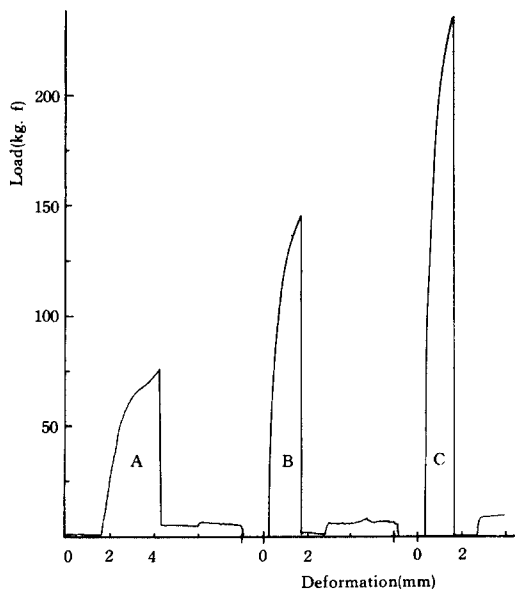


Fig. 3. Examples of load-deformation curves of the tibiae of 1(A)-, 3(B)-, and 5(C)-month old rabbits.

경골의 중앙부위를 전기톱으로 절단하여 내경의 최대 및 최소직경과 골피질의 두께를 측정하였으며, 단면의 모양은 타원형으로 간주하여 골중양의 단면적을 계산하였다(Fig. 4).

실험들의 결과에 대한 각 군간의 유의성 검토에 대한 통계처리는 Student's t-검정법을 이용하였다.

연구 성적

1. 골절의 형태

신장실험을 한 200경골에서 170개 (85%)가 횡상

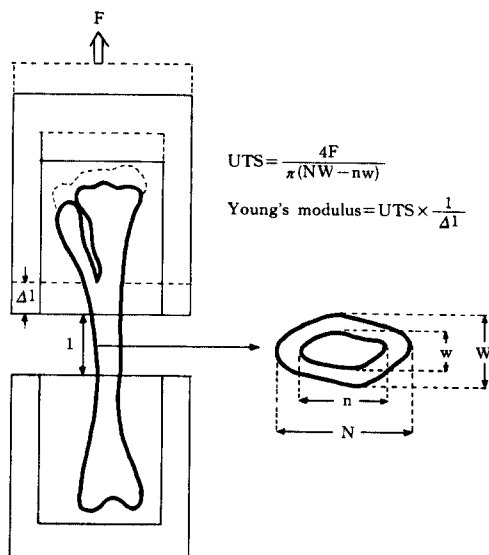


Fig. 4. Calculation formulas of ultimate tensile stress(UTS) and Young's modulus.

Fig. 5. Photographs of loaded tibiae of 1(A)-, 3(B)-, and 5(C)-month old rabbits.

Fig. 6-A. X-ray A-P views of loaded right tibiae of 1(A)–, 3(B)–, and 5(C)–month old rabbits.

Fig. 6-B. X-ray lateral views of loaded right tibiae of 1(A)–, 3(B)–, and 5(C)–month old rabbits.

골절을 보였으며, 골절의 위치는 신장하중을 부하한 두점 사이의 어디에서나 발생하였으나 단면적이 좁은 원위부에 많이 발생하는 경향을 보였다(Fig. 5 and 6).

2. 최대 신장력(maximum tensile strength)

평균 최대 신장력은 I-R군; 628.4 ± 170.1 N(newton), I-L군; 619.4 ± 177.5 N, II-R군; $1,111.0 \pm$

Fig. 6-C. X-ray A-P views of loaded left tibiae of 1(A)–, 3(B)–, and 5(C)–month old rabbits.

Fig. 6-D. X-ray lateral views of loaded left tibiae of 1(A)–, 3(B)–, and 5(C)–month old rabbits.

307.4N, II-L 군; 1,147.2±361.6N, III-R 군; 1,590.3
 ±379.9N, III-L 군; 1,696.6±465.4N으로 좌우측에
 따른 차이는 없었으며($P[t] > 0.1$), 어릴수록 통계
 학적으로 유의하게 작은 값을 보였다($P[t] < 0.001$)

(Table 2,3; Fig. 7).

3. 극한 신장응력(ultimate tensile stress)

평균 극한 신장응력은 I-R 군; 87.0±24.8MN/m²,

Table 2. Summary of biomechanical properties of experimental groups

| Group | Maximum tensile strength (N*) Mean± S.D.** | Ultimate tensile stress (MN*** /m²) Mean± S.D. | Ultimate tensile strain Mean± S.D. | Young's modulus (MN/m²) Mean± S.D. | Energy absorption capacity (MN/m²) Mean± S.D. |
|---------|-----------------------------------------------|---------------------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------------------|
| I - R | 628.4± 170.1 | 87.00± 24.78 | 0.12± 0.04 | 804.2± 373.9 | 5.42± 2.70 |
| I - L | 691.4± 177.5 | 96.41± 25.60 | 0.12± 0.04 | 881.9± 396.3 | 6.00± 2.69 |
| II - R | 1,111.0 ± 307.4 | 126.30± 31.64 | 0.10± 0.05 | 1,474.8± 387.4 | 6.54± 3.66 |
| II - L | 1,147.2 ± 361.6 | 132.00± 44.20 | 0.11± 0.07 | 1,450.7± 561.3 | 6.58± 3.78 |
| III - R | 1,590.3 ± 379.9 | 139.90± 37.46 | 0.10± 0.04 | 1,642.6± 651.9 | 7.48± 4.13 |
| III - L | 1,696.9 ± 465.4 | 143.30± 37.92 | 0.10± 0.05 | 1,772.0± 713.3 | 8.43± 3.96 |

*N; newton, **S.D.; standard deviation, ***MU; mega newton

Table 3. Summary of statistical analysis of biomechanical properties of experimental group

| Group | Maximum tensile strength | Ultimate tensile stress | Ultimate tensile strain | Young's modulus | Energy absorption capacity |
|------------------|-----------------------------|----------------------------|---------------------------|----------------------------|----------------------------|
| I - R : II - R | t=7.85 df=58 P<0.001 | t=5.27 df=58 P<0.001 | t=1.68 df=58 P>0.1 | t=6.47 df=58 P<0.001 | t=1.34 df=58 P>0.1 |
| II - R : III - R | t=4.89 df=58 P<0.001 | t=1.39 df=58 P>0.1 | t=0 df=58 P>0.1 | t=0.16 df=58 P<0.1 | t=0.86 df=58 P>0.1 |
| I - R : III - R | t=14.62 df=78 P<0.001 | t=7.45 df=78 P<0.001 | t=2.24 df=78 P<0.05 | t=7.06 df=78 P<0.001 | t=2.64 df=78 P<0.05 |
| I - L : II - L | t=6.58 df=58 P<0.001 | t=3.95 df=58 P<0.01 | t=0.71 df=58 P<0.1 | t=4.55 df=58 P<0.001 | t=0.69 df=58 P<0.1 |
| II - L : III - L | t=4.62 df=58 P<0.001 | t=1.03 df=58 P>0.1 | t=0.64 df=58 P<0.1 | t=1.76 df=58 P>0.05 | t=1.73 df=58 P>0.05 |
| I - L : III - L | t=12.77 df=78 P<0.001 | t=6.48 df=78 P<0.001 | t=1.98 df=78 P<0.1 | t=6.90 df=78 P<0.001 | t=3.21 df=78 P<0.01 |

I-L 군; 96.4± 25.6MN/m², II-R 군; 126.3± 31.6 MN/m², II-L 군; 132.0± 44.2MN/m², III-R 군; 139.9 ± 37.5MN/m², III-L 군; 143.0± 37.9MN/m²으로 좌우에 따른 차이는 없었으며(P[t]>0.1), 어릴수록 극한 신장응력은 작아지는 경향을 보였고, 그 정도가 1개월군들과 3개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이가 있었으나(P[t]<0.001), 3개월군들과 5개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다(P[t]>0.1)(Table 2,3; Fig. 8).

4. 극한 신장왜곡률(ultimate tensile strain)

평균 극한 신장왜곡률은 I-R 군; 0.12± 0.04, I-

L 군; 0.12± 0.04, II-R 군; 0.10± 0.05, II-L 군; 0.11 ± 0.07, III-R 군; 0.10± 0.04, III-L 군; 0.10± 0.05로 통계학적으로 좌우측에 따른 차이는 없었으며(P[t]>0.1), 어릴수록 극한 신장 왜곡률은 커지는 경향을 보였고, 1개월군들과 3개월군들 사이에서와 3개월군들과 5개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(P[t]<0.05)(Table 2, 3; Fig. 9).

5. Young 탄성률(Young's modulus)

평균 Young 탄성률은 I-R 군; 804.2± 373.9MN/m², I-L 군; 881.9± 396.3MN/m², II-R 군; 1,474.8±

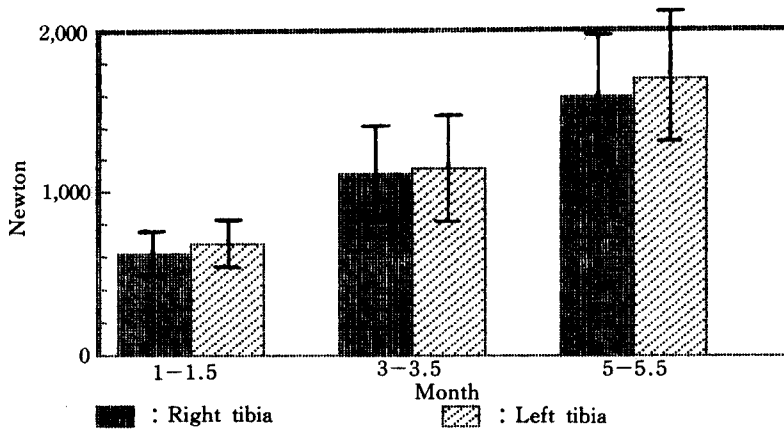


Fig. 7. Maximum tensile strength of the tibiae of 1-, 3-, and 5-month old rabbits.

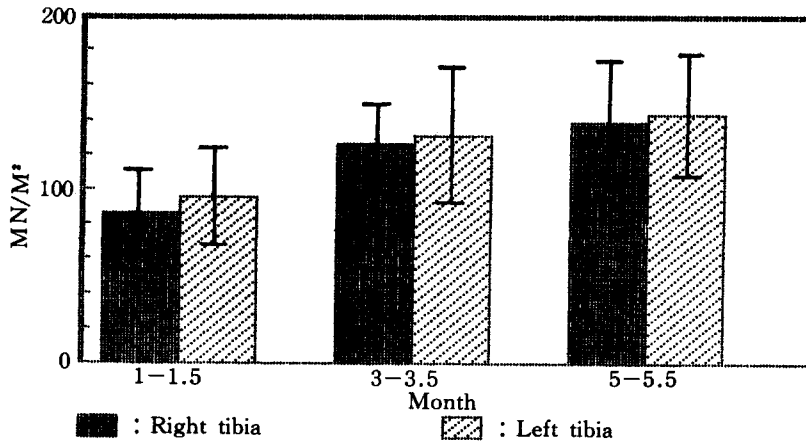


Fig. 8. Ultimate tensile stress of the tibiae of 1-, 3-, and 5-month old rabbits.

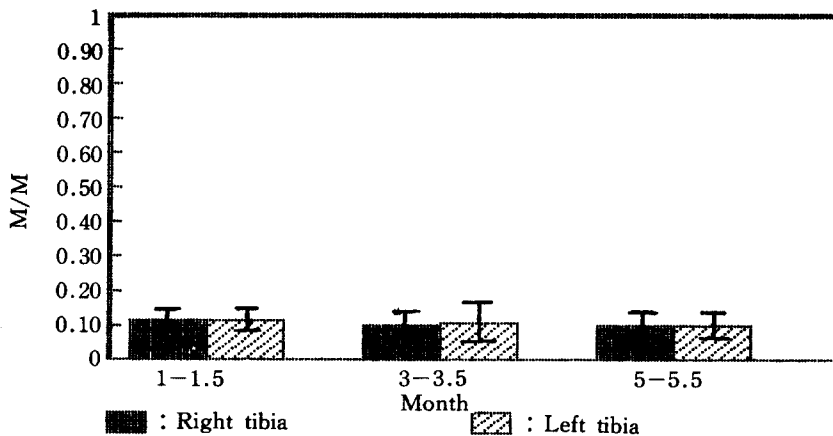


Fig. 9. Tensile strain of the tibiae of 1-, 3-, and 5-month old rabbits.

387.4MN/m², II-L 군; 1,450.7±561.3MN/m², III-R 군; 1,642.6±651.9MN/m², III-L 군; 1,772.0±713.3 MN/m²으로 통계학적으로 좌우측에 따른 차이는

없었으며($P(t) > 0.1$), 어릴수록 Young탄성률은 작아지는 경향을 보였고 1개월군들과 3개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이가 있었으나(P

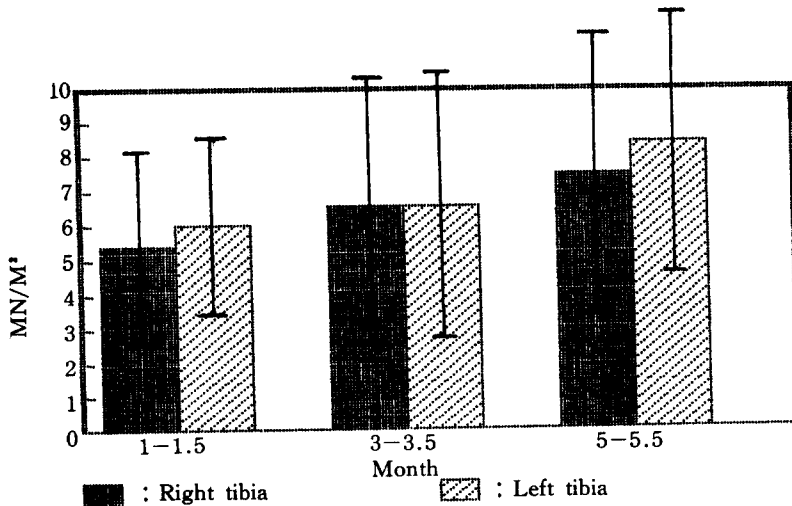


Fig. 10. Young's modulus of the tibiae of 1-, 3-, and 5-month old rabbits.

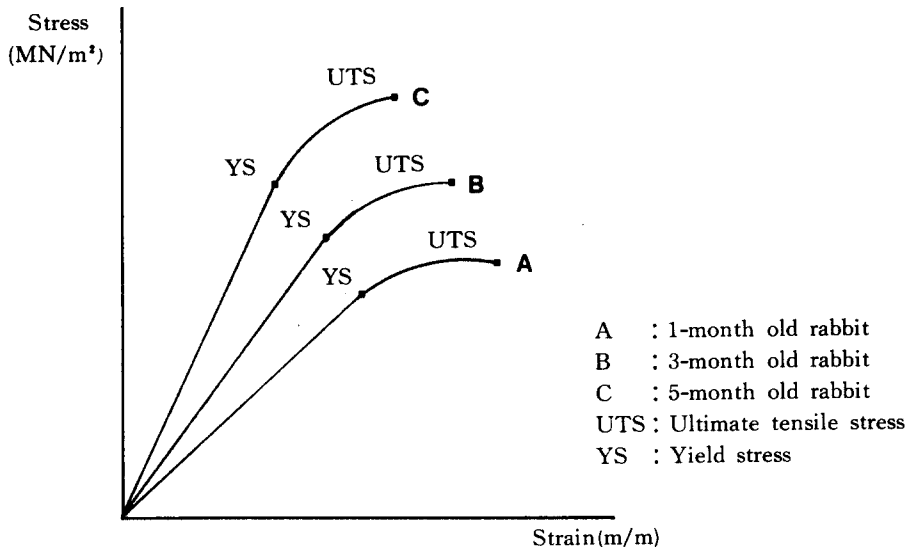


Fig. 11. Stress-strain curves of the tibiae of 1(A)-, 3(B)-, and 5(C)-month old rabbits.

[t] < 0.001), 3개월군들과 5개월군들 사이에서는 유의한 차이가 없었다($P(t) > 0.05$) (Table 2, 3; Fig. 10, 11).

6. 에너지 흡수능력(energy absorption capacity)

평균 에너지 흡수능력은 I-R군; $5.42 \pm 2.70 \text{ MN/m}^2$; I-L군; $6.00 \pm 2.69 \text{ MN/m}^2$; II-R군; $6.54 \pm 3.66 \text{ MN/m}^2$; II-L군; $6.58 \pm 3.78 \text{ MN/m}^2$; III-R군; $7.48 \pm 4.13 \text{ MN/m}^2$; III-L군; $8.43 \pm 3.96 \text{ MN/m}^2$ 으로 통계학적으로 좌우측에 따른 차이는 없었으나($P(t) > 0.1$), 어릴수록 에너지 흡수능력은 작아지는 경향을 보였고 1개월군들과 3개월군들 사이에서와 3개월군들과 5개월군들 사이에서는 통계학적으로

유의한 차이가 없었으나($P(t) > 0.05$), 1개월군들과 5개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($P(t) < 0.05$) (Table 2, 3; Fig. 12).

고 찰

골과 골조직의 생역학적 특성을 연구하기 위하여는 신장실험(tension study), 압박실험(compression study), 굴곡실험(bending study), 회전실험(torsion study) 등의 실험방법이 이용되고 있다.

굴곡실험은 복잡하지 않은 간단한 조작으로 시행할 수 있고, 실제로 골절이 흔히 굴곡력에 의하여 일어난다는 이유로 실험방법으로 많이 채택되고 있

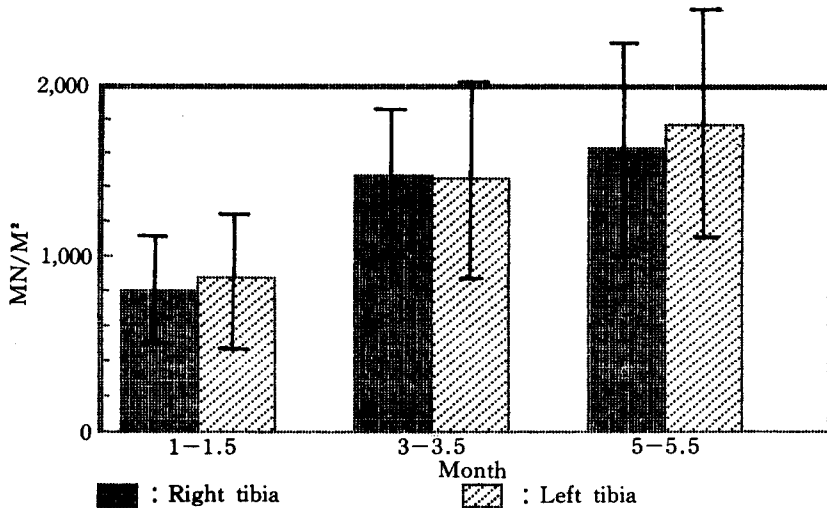


Fig. 12. Energy absorption capacity of the tibiae of 1-, 3-, and 5-month old rabbits.

다. 압박실험은 실험시 많은 오차가 생길 수 있고, 압박에 의한 골절은 흔히 일어나지 않기 때문에 실험방법으로 자주 사용되지 않고 있다¹⁰⁾.

신장실험은 비교적 쉽게 실시할 수 있기 때문에 흔히 이용되는 실험방법으로 본 실험에서도 Instron Model 1,000을 이용하여 신장실험을 실시하였다.

실험에 사용되는 골의 표면은 골자체의 특성을 알아보기 위하여 주로 골피질에서 일정한 크기의 형태로 각자 실험편(test piece)으로 사용되며, Ascenzi and Bonucci⁸⁾는 단일 이차 오스테온(single secondary osteon)과 같은 미세한 표본을 사용하였다. 골 전체를 실험에 사용할 때는 많은 오차를 가져올 수 있다는 제약이 있어 실험 조건에 유의해야 하지만 재료로서의 골조직보다는 해부학적인 구조물로서의 골의 특성을 추구하기 위하여 이용된다²²⁾. 본 실험에서는 경골 전체를 재료로 삼았으나 골간부의 일정구간을 실험대상으로 삼았다.

실험가토에서 골을 채취한 후 생역학적 검사를 시행할 때까지의 보존방법에 대하여는 이론이 많았다. Stromberg²³⁾는 골조직을 동결시키는 경우 최대 토오크능력(maximum torque capacity)이 평균 4.6%감소한다고 보고하였으나, 일부 저자들은 동결된 조직은 생골과 생역학적인 차이가 없다고 보고하고 있으며, (Sedlin and Hirsch²⁴⁾ Burstein and Reilly²⁵⁾, 심지어 사골일지라도 잘 보존되면 생역학적 성질에 차이가 없다고 보고하기도 하였다 (Stevens²⁶⁾). 그러나 방부제로 처리된 골조직은 생역학적인 성질이 크게 다른 것으로 인정되고 있어서 현재 사용되고 있지 않다. Sedlin²⁷⁾은 골채취후 실험까지 실내에서 방치하여 골이 건조되게 하는 시간의 길이가 중요한 요인이라고 지적하였으며, Swe-

ney²⁸⁾는 골이 건조되면 골절시까지의 극한 왜곡률(ultimate strain)이 감소한다고 보고하였다. Reilly and Burstein²⁹⁾은 골을 생리식염수로 건조되는 것을 방지함으로써 왜곡의 정도, 특히 골의 소성(plasticity)에 의한 왜곡률(plastic strain)이 훨씬 커지는 것을 보고하였다. 그러나 Sedlin²⁷⁾과 Evans¹¹⁾는 골이 완전히 건조되면 것은 상태보다도 극한 신장응력은 증가한다고 하였다.

본 실험에서도 건조에 의하여 극한 신장 왜곡률(ultimate tensile strain)이 감소하는 것을 막기 위하여 골 채취후 실험이 끝날때까지 생리식염수로 적셔 보관하였으며, 실험 완료까지의 시간을 2시간 이내로 하였다.

Paavolainen²⁵⁾과 Panjabi et al²⁶⁾은 골의 회전하중에 대한 실험에서 하중의 속도가 커짐에 따라서 최대 토오크능력(maximum torque capacity), 에너지 흡수능력, 회전강도(torsional stiffness)가 증가한다고 하였고, Burstein and Frankel⁶⁾과 Sammarco et al²⁸⁾도 회전하중의 속도에 따라서 결과에 달라진다고 하였다. 저자는 신장력 부하속도를 분당 10mm로 일정하게 고정하여 속도에 따른 오차를 배제하였다.

골의 극한 신장응력(ultimate tensile stress)은 생역학적 특성중 가장 중요한 기준으로 간주되며 사람의 골에서 평균치가 800~1,250 kg. f/cm² 이라고 Currey¹²⁾는 보고하였다. 이 또한 골은 이방향성인 물질이기 때문에 실험에 사용한 골절편(test piece of bone)을 채취한 방향에 따라 그 생역학적 성질이 달라지며, Dempster and Liddicoat¹⁵⁾는 사람의 장골에서 극한 신장응력은 골의 장축에 수직방향으로 채취한 골편과 골의 둘레에 평행한 방향으로 채

취한 골편사이에는 차이가 없으나, 골의 장축에 평행한 방향으로 채취한 골편과는 서로 차이가 있으며, 그들은 그 차이가 대략 2배에 달한다고 하였으나, Dempster and Coleman¹⁴⁾은 약 10%의 차이가 있다고 하였다. Lipson and Katz²³⁾도 Haversian 골은 골의 3방향 즉, 골의 장축과 수직인 방향, 둘레에 평행한 방향골의 장축과 평행한 방향으로 나누고 전자 들사이의 동방향성(isotropic)이며, 전 2자와 후자사이의 이방향성이라고 하였으며, plexyform bone은 세 방향에서 모두 이방향성이라고 하였다. 그들은 또 극한 신장응력이 동방향성인 경우에는 동일하고 이방향성인 경우에는 다르다고 하였다. 또한 동일한 대퇴골이라 하더라도 골을 채취한 부위에 따라서도 극한 신장 응력에 차이가 있다고 하였다.

Reilly and Burstein²⁴⁾은 장력 tensile strength은 경골이 대퇴골보다 17%정도 강하나, 압박력(compression strength)은 반대로 대퇴골이 경골보다 2%정도 강하다고 하였다.

골의 재의 무게(ash content)와 장력의 관계에서 Melick and Miller²⁴⁾는 서로 무관하다고 하였으나, 다른 저자들은 재의 무게가 클수록 장력이 증가한다고 하였고, Ascenzi and Bonucci²⁵⁾는 완전히 석회화한 단일 osteon이 석회화가 처음 되기 시작한 osteon보다 신장력은 20%, 압박력은 70%가 더 크다고 보고하였다. Vose²⁶⁾는 굴곡력도 재의 무게와 비례해서 증가한다고 하였다.

나이 또는 성숙도에 따른 극한 응력의 차이에 대해서 장력은 성인 대퇴골에서 Melick and Miller²⁴⁾는 10년에 4%씩 감소한다고 하였으며, Burstein and Reilly²⁷⁾는 10년에 2.1%씩 감소한다고 하였고, 회전력은 Hazama²⁸⁾는 성인 대퇴골에서 20대와 30대에서는 60대에서 80대까지의 염전력의 85%에 이른다고 하였다. 이에 반하여 Lebow나 Sedlin and Hirsch²⁹⁾는 극한 응력이 연령에 따라 감소하지 않는다고 하였고, Vose²⁶⁾는 노인성 골조성증의 대퇴골에서 굴곡력이 증가하였다고 하였다. Vinz³⁰⁾는 연령이 증가함에 따라 장력이 증가한다고 하였고, Currey and Buttler³¹⁾도 연령에 따라 굴곡력이 증가한다고 하였다.

본 실험에서는 극한 신장응력은 어린골에서 성숙도가 큰 골에 비해 작았으며, 성숙도가 클수록 통계학적으로 유의하게 증가하였다. 이것은 Melick and Miller²⁴⁾의 결과와는 반대되는 것으로서 그 이유는 후자는 성숙골에서의 노화과정을 추적한 결과인데 반하여 본 실험에서는 골의 성숙과정이 대상이 된 때문으로 생각된다.

골의 탄성률(elastic modulus)은 극한 신장응력과 마찬가지로 채취한 골의 방향에 따라 차이가 있다. Young 탄성률, 또는 골의 강도(stiffness)는 stress-strain곡선의 탄성부분의 경사도로서 strain에 대한 stress의 비율로 표시된다.

$$E = \frac{\text{stress}}{\text{strain}} = \frac{\text{force}}{\text{area}} \times \frac{1}{\Delta l}$$

Poisson's ratio(V)는 일축부하(uniaxial loading)의 비율의 역이며, 물질이 일축 압박하중을 받을 때 횡축으로 팽창되지 않고, 신장하중시 횡축으로 좁아지지 않으며, 부피를 유지하려는 반응은 Poisson의 효과(Poisson effect)라고 부른다.

또 다른 탄성상수(elastic constant)로서 전단 탄성률(shear modulus)이 있는데, 이는 전단강도(shear strength)에 대한 전단 왜곡의 비율로서, Young탄성률 및 Poisson률과 유관하며 회전실험으로 결정된다. Young 탄성률은 신장, 또는 압박부하시 왜곡에 대한 응력의 비율로서 Young 탄성률이 낮을수록 그 골조직은 유연하다고 할 수 있다. 성³²⁾은 가토를 이용한 굴곡실험에서 Young 탄성률은 체중증가와 밀접한 상관관계를 가지며, 성장함에 따라 증가한다고 보고하였다. 본 실험에서도 가토의 성숙도가 클수록 Young 탄성률이 증가하여 동일한 결과를 보였다. 이것은 Vinz³⁰⁾의 신장실험에서 인체 골조직의 탄성률이 40세까지 계속 증가한다는 보고와도 부합된다.

에너지 흡수능력은 외력이 작용시 그 모양의 변화를 일으켜 흡수할 수 있는 에너지를 말한다. 에너지 흡수능력은 외력이 급속히 작용시 커지는데 이때 골절은 복잡골절의 양상을 띄게 된다. Burstein³³⁾은 에너지 흡수능력은 나이에 따라서 10년에 6.8%씩 감소한다고 하였으며, 이것은 나이의 증가에 따라 소성률(modulus of plasticity)이 증가하기 때문이라고 설명하였다. 그러나 성장기 골을 대상으로 한 본 실험에서는 에너지 흡수능력이 성숙도가 클수록 오히려 증가하였는데, 그 이유는 성숙도가 클수록 극한 신장응력은 급속히 증가하는데 비하여 상대적으로 극히 신장 왜곡률의 감소는 여기에 따르지 못하여 에너지 흡수능력이 커진 때문이라고 생각된다.

본 실험에서는 일반적으로 골의 성장도에 따른 극한 신장응력, Young 탄성률, 극한 신장왜곡률은 다른 보고들과 동일한 결과를 보였으나, 에너지 흡수능력은 반대의 결과를 보였다. 이것은 전술한 바와 같이 극한 신장왜곡률이 상대적으로 덜 감소한 데 기인하지만, 이밖에도 실험시 채취골의 보존조

작에도 불구하고 골표면의 건조에 따른 극한 신장 왜곡률의 변화도 한 요인이 되었을 것으로 추정된다.

결 론

성장기 골에서 성숙에 따른 골에 대한 생역학적 성질을 규명하기 위하여 뉴우질랜드계 백색가토 100 마리의 좌우 경골 200개를 성숙도와 좌우측에 따라 I-R군(1개월 가토의 우측 경골 40개), I-L군(1개월 가토의 좌측 경골 40개), II-R군(3개월 가토의 우측 경골 20개), II-L군(3개월 가토의 좌측 경골 20개), III-R군(5개월 가토의 우측 경골 40개), III-L군(5개월 가토의 좌측 경골 40개)의 6개 군으로 나누어 신장실험을 실시하여 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 신장력에 의한 골절의 형태는 대부분 횡상골 절을 보였다.
2. 최대 신장력은 어릴수록 작은 값을 보였다.
3. 극한 신장 응력과 Young 탄성률은 어릴수록 작은 경향을 보였으며, 1개월군들과 3개월군들 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이를 보였으나 3개월군들과 5개월군들 사이에서는 유의한 차이가 없었다.
4. 에너지 흡수능력은 어릴수록 작은 경향을 보였으나, 1개월군들과 5개월군들 사이에서만 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.
5. 극한 신장왜곡률은 어릴수록 큰 경향을 보였으며, 1개월군들과 5개월군들 사이에서만 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.
6. 모든 생역학적 성질은 좌우측에 따른 차이가 없었다.

REFERENCES

- 1) 강기서·정문상·이한구: 견고성 및 비견고성 외고정이 골절치유에 미치는 영향. 대한정형외과학회지, 19:517-23, 1984.
- 2) 성상철: 성장에 따른 가토 경골의 굴곡도의 변화. 대한정형외과학회지, 18:187-95, 1983.
- 3) 정문상·이덕용: 골절부에 각운동 허용이 골절치유에 미치는 영향. 대한정형외과학회지, 16:20-7, 1981.
- 4) Abenschein, W. and Hyatt, G.W.: *Ultrasonics and Selected Physical Properties of Bone*. Clin. Orthop. 69:294-9, 1970.
- 5) Ascenzi, A. and Bonucci, E.: *The Tensile Properties of Single Osteon*. Anat. Rec. 158:375-85, 1967.
- 6) Burstein, A.H. and Frankel, V.H.: *A Standard Test for Laboratory Animal Bone*. J. Biomech. 4:155-8, 1971.
- 7) Burstein, A.H. and Martens, A.: *Aging of Bone Tissue: Mechanical Properties*. J. Bone Joint Surg., 58-A:82-6, 1976.
- 8) Burstein, A.H. and Reilly, D.T.: *The Ultimate Properties of Bone Tissue: The Effect of Yielding*. J. Biomech. 1972, 5:350-4.
- 9) Burstein, A.H., Zika, J.M., Heiple, K.G. and Klein, L.: *Contribution of Collagen and Mineral to the Elastic-plastic Properties of Bone*. J. Bone Joint Surg., 57-A:956-61, 1975.
- 10) Carter, D.R., Washington, S. and Hayes, W. C.: *The compressive Behavior of Bone as a Two-phase Porous Structure*. J. Bone Joint Surg., 59-A:954-62, 1977.
- 11) Carter, D.R. and Sprengler, D.M.: *Mechanical Properties and Composition of Cortical Bone*. Clin. Orthop. 135:192-8, 1978.
- 12) Currey, J.D.: *The Mechanical Properties of Bone*. Clin. Orthop. 73:210-31, 1970.
- 13) Currey, J.D. and Butler, G.: *The Mechanical Properties of Bone Tissue in Children*. J. Bone Joint Surg., 57-A:810-4, 1960.
- 14) Dempster, W.T. and Coleman, R.F.: *Tensile Strength of Bone Along and Across the Grain*. Appl. Physiol. 16:355-60, 1960.
- 15) Dempster, W.T. and Liddicoat, R.T.: *Compact Bone as a Non-isotropic Material*. Am. J. Anat. 91:331-62, 1952.
- 16) Dickenson, R.P., Hutton, W.C. and Stott, R.: *The Mechanical Properties of Bone in Osteoporosis*. J. Bone Joint Surg., 63B:233-7, 1981.
- 17) Evans, F.G.: *Mechanical Properties and Histological Structure of Human Cortical Bone*. ASME 70-WA/BHF-7, 1970.
- 18) Evans, F.G.: *Mechanical Properties and Histology of Cortical Bone in Young and Old Men*. Anat. Rec., 185:1-6, 1976.
- 19) Evans, F.G. and Lebow, M.: *Regional Differences in Some of the Physical Properties of the Human Femur*. J. Appl. Physiol. 3:563-72, 1951.
- 20) Hazama, H.: *Study of the Torsional Strength*

- of the Compact Substance of Human Beings. *J. Kyoto Pref. Med. Univ.*, 60:167-84, 1956.
- 21) Hirsch, C. and Evans, F.G.: *Studies on Some Physical Properties of Infant Compact Bone.* *Acta Orthop. Scand.* 35L:300-13, 1965.
 - 22) Lipson, S.F. and Katz, J.L.: *The Relationship Between Elastic Properties and Microstructure of Bovine Cortical Bone.* *J. Biomech.* 17:231-40, 1984.
 - 23) Mazess, R.B.: *On Aging Bone Loss.* *Clin. Orthop.* 165:239-49, 1982.
 - 24) Melick, R.A. and Miller, R.D.: *Variations of Tensile Strength of Human Cortical Bone with Age.* *Clin. Orthop.*, 30:243-8, 1966.
 - 25) Paavolainen, P.: *Studies on Mechanical Strength of Bone. I. Torsional Strength of Normal Rabbit Tibio-Fibular Bone.* *Acta Orthop. Scand.* 49:497-505, 1978.
 - 26) 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:322-7, 1973.
 - 27) Reilly, D.T. and Burstein, H.B.: *The Mechanical Properties of Cortical Bone.* *J. Bone Joint Surg.*, 56-A:1001-7, 1974.
 - 28) Sammarco, G.J., Burstein, A.H. Davis, W. L. and Frankel, V.H.: *The Biomechanics of Torsional Fractures: the Effect of Loading on Ultimate Properties.* *J. Biomech.* 4:113-7, 1971.
 - 29) Sedlitz, E.D. and Hirsch, C.: *Factor Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone.* *Acta Orthop. Scand.* 37:29, 1966.
 - 30) Stevens, J. and Ray, R.D.: *An Experimental Comparison of Living and Dead Bone in Rats. I. Physical Properties.* *J. Bone Joint Surg.*, 44-B:412, 1962.
 - 31) Stromberg, L. and Dalen, N.: *The Influence of Freezing on the Maximum Torque Capacity of Long Bones. An Experimental Study on Dogs.* *Acta Orthop. Scand.* 47:254-6, 1976.
 - 32) Sweeney, A.W., Kroon, R.P., and Byers, R.K.: *Mechanical Characteristics of Bone and its Constituents.* ASME 65-WA/HUF-7, 1965.
 - 33) Vinz, H.: *Die Aenderung der Festigkeitseigenschaften des Kompakten Knochengewebes in Laufe der Altersentwicklung.* *Gegenbaurs Morpho. Jahrb.*, 115:257-72, 1970.
 - 34) Vose, G.P., Stover, B.J. and Mack, P.B.: *Quantitative Bone Strength Measurements in Senile Osteoporosis.* *J. Gerontol.* 16:120-4, 1961.
 - 35) Weaver, J.K. and Chalmers, J.: *Cancellous Bone; its Strength and Changes with Aging and an Evaluation of Some Methods for Measuring its Mineral Content-part 1. Age Changes in Cancellous Bone.* *J. Bone Joint Surg.*, 48-A:289-93, 1966.
-