

골절부에 각운동 허용이 골절치유에 미치는 영향*

서울대학교 의과대학 정형외과학교실

정 문 상 · 이 덕 용

- Abstract -

The Effects of the Spontaneous Angulatory Motion on Fracture Healing - An Experimental Study on Rabbits -

Moon Sang Chung, M.D., and Duk Yong Lee, M.D.

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

In order to determine the beneficial or detrimental effects of motion on fracture healing, rabbits' femora were fractured surgically and each fracture was immobilized with a specially designed external skeletal fixation device, which permitted a controlled spontaneous angulatory motion. In the first control group no motion was permitted; in the second group 5 degrees, and in the third group 10 degrees of angulatory motion was permitted.

At 7th post-operative week, the bony union rates were 79%, 93%, and 54% in the first, second and third groups, respectively. Radiographically, the fractures were united most sufficiently in the second group. The ultimate bending load was significantly greater in the second group than the control but no significant differences were observed between the other groups. The ultimate bending stress and the modulus of elasticity were significantly greater in the second group than the control and the third group, but no significant differences were observed between the control and the third group.

Fracture healing was significantly enhanced in the second group as compared to the control and the third group. It is suggested that a certain amount of motion at the fracture site enhances fracture healing, while excessive motion hinders it. Such enhancement seems to be related with the motion itself, and not with the muscle or joint function, since the rabbits included in this study permitted the spontaneous full weight bearing which also permitted near normal muscle and joint function.

Key word : Angulatory motion, Fracture healing

I. 서 론

골절의 치료에 있어서 골절된 골과 그 인접된 상하관절을 고정하여 골절면에서의 움직임을 막음으로써 골융합이 이루어질 때까지 지속적으로 골절부위를 안정시켜야 한다는 Watson-Jones 에 의하여 대표되는 원칙은

금세기를 지배하는 골절치료의 절대적인 대원칙이었다¹³⁾. 그러나 1961년 Dehne 등에 의하여 경골골간골절에서 보행치료(ambulatory treatment)의 장점이 새삼스럽게 인식되면서 이 원리에 따라 기능적 보조기(functional brace) 및 캐스트-보조기(cast-brace) 등이 고안되어 점차 보편화되고 있다^{5,8,9)}. 이것들을 사용하여 골절후 조기운동 및 체중부하를 허용하는 상기 저자들은 이로써 치료중 그리고 치료후에 발생하는 여러 합병증을 감소시킬 수 있고, 골절의 융합율(union rate)을

* 본 연구는 서울대학교병원 연구비에 의하여 시행되었으며 1980년 대한정형외과학회 추계 학술대회에서 발표한 바 있음.

증가시킬 수 있으며, 골절의 고정기간도 단축시킬 수 있다고 주장하고 있다. 그들은 경험적으로 보아 이러한 불완전한 고정방법 때문에 일어나는 골절면에서의 어느 정도의 움직임을 의식적으로 간파하였는 바, 이는 전술한 종래의 치료원칙에 정면으로 상치되는 것으로 이러한 모순의 이론적인 재정립이야말로 정형외과학의 시급한 당면과제라 할 수 있겠다.

저자는 이러한 보조기들을 사용하여 골절을 치료할 때 골절면에서 발생하는 어느 정도의 움직임은 불가피함에도 불구하고 결과적으로 그 용합율은 재태식으로 적당하고 충분한 고정과 안정을 시행한 경우보다 못하지 않다는 이율배반적인 사실에 입각하여 그렇다면 과연 어느 정도의 움직임, 특히 어떤 각도까지의 각운동(angulatory motion)이 허용될 수 있으며 골절의 치유에 해롭지 않을 것인가를 구명하기 위하여 다음과 같은 실험을 하였다.

II. 실험재료 및 방법

2.5 ~ 2.9 kg의 성숙한 흰색 집토끼를 사용하여 urethane과 ketamine을 복합하여 전신마취를 시행하고 좌측 대퇴부의 외측에 세로피부절개를 가하여 대퇴골 전장을 노출시켰다. 대퇴골의 골절 예정부위의 근위 및 원위에 각각 3개의 금속핀(one threaded and two non-threaded Steinmann pins) 도합 6개의 핀들을 횡열로 삽입하고, 이들을 저자가 고안한 골외고정장치(external skeletal fixation apparatus)에 골시멘트를 사용하여 접착시켰다. 이어 대퇴골간부의 중앙에 두께 1.2mm의 톱을 사용하여 횡적 골절이 되도록 절골술(osteotomy)을 시행하고 골절부의 안정도를 확인한 후 환부를 세척하고 봉합하였다(Fig. 1).

본 실험에서는 세가지 종류의 골외고정장치를 사용하

Fig. 1. The experimental model used in this study.

였는데, 제 I 군에 사용한 것은 길이 10 cm, 넓이 1 cm의 금속판의 양쪽 끝에 약 2.5 cm의 세로홈을 만들어 핀들이 자유롭게 통과할 수 있도록 하였으며, 제 II 군과 제 III 군은 이러한 금속판의 중앙에 각각 5도와 10도의 제한운동(limited motion) 범위를 갖고 있는 관절을 만들어 주었다.

이렇게 하여 제 I 군은 골절면에서 운동을 허용하지 않아 대조군으로 사용하였고, 제 II 군과 제 III 군의 골절면에서는 각각 5도와 10도의 전후방각운동(antero-posterior angulatory motion)을 가능케 하였다. 토끼가 마취에서 깨어난 직후부터 자유롭게 움직이도록 방치하였으며, 보행과 체중부하로 인한 자발적인 운동이

Fig. 1. X-rays of the group I(right) and group II(left) taken three weeks after the fracture.

하여 각 군별 평균을 산출하였다.

둘째로, 융합된 가골의 형태학적인 검사로서 좌측의 골절 부위와 정상측인 우측의 이에 상응하는 부위의 최대 및 최소 직경을 측정하여 이를 근거로 가골의 두께를 계산하였다(Fig. IV).

셋째로, 융합의 역학적(mechanical) 검사로서 골절을 시켰던 좌측 대퇴골의 골융합 견고도를 측정하고 정상측과 비교하기 위하여 Instron 측정기에 넣어³⁾, 역학적으로 굴곡하중검사(bending load test)를 시행하여 골절 및 재골절에 필요한 최대굴곡하중(ultimate bending load, force, W)과 이때의 변위(displacement, y)를 측정하였다(Fig. V). 이 자료를 기초로 하여 굴곡능률(bending moment, M)을 $M = \frac{Wl}{4}$ 에 대입하여 구하였다. 이때 M은 굴곡능률, W는 최대굴곡하중, 그리고 l은 지지점간의 거리를 표시한다.

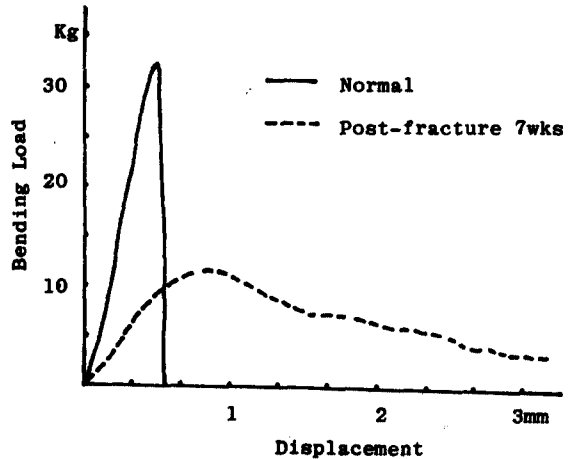
한편 단위면적당의 가골을 재골절시키기 위한 힘을 알아보기 위하여 최대변형력 혹은 최대응력(ultimate stress, S)을 $S = \frac{WD}{8I}$ 에 대입하여 구하였다. 또 뼈의 견고도를 알아보기 위하여 탄성율(modulus of elasticity or Young's modulus, E)을 $E = \frac{Wl^3}{48Iy}$ 이라는 공식에 의하여 계산하였다. 여기에서 I는 관성 모멘트(moment of inertia)로서 원주(圓柱)의 경우에는 $\frac{\pi}{64}BD^3$ 으로 얻어지는데, 이 공식들에서 B는 최장직경, D는 최단직경이며, y는 탄성구간(elastic region)에서의 어떤 하중이 W에 이르렀을 때 골절면에서 일어나는 변위이다. 측정시 하중은 골절을 시키려는 대퇴골의 후면에 가하였으며, 이때의 지지점간의 거리는 5.08 cm

Fig. II. X-rays taken 7 weeks postoperatively. Note more satisfactory bony union in group II than group I or III.

골외고정장치에서 발생함을 관찰할 수 있었다.

수술후 융합을 추적 확인하기 위하여 매주 방사선 촬영을 시행하였으며(Fig. II), 7주후 양측 대퇴골을 적출하여 골막을 포함한 모든 연부조직을 박리해 내고 최종 방사선 촬영을 실시한 후(Fig. III) 10% formalin 용액에 고정하였다. 본 실험에서는 토끼의 경골골절시 적정 치유기간인 7주를 고정하였으며¹⁵⁾, 이때까지 사육하였던 토끼는 제 I 군에서 14 마리, 제 II 군 15 마리 그리고 제 III 군에서 13 마리가 있었다.

골절 7주후의 치료효과를 판정하기 위하여 첫째, 임상적 검사로서 육안적인 골절면에서의 골융합 유무를 판정하고, 방사선적 변화에 대하여는 신생 골주(trabecula)가 골절선을 지나는 정도, 골절간격(fracture gap)의 소실여부, 외가골(external callus)이 골절부를 연결시킨 상태, 그리고 낭포성 변화(cystic change)와 경화(sclerosis)등 지연융합(delayed union)의 소견등 일반 방사선적 소견을 종합하였다. 이러한 종합적 소견이 만족스러우면 4점, 양호 3점, 보통 2점, 불만족에 1점 그리고 아무런 치유양상을 나타내지 않은 경우를 0으로 채점하고 이들을 다시 10점 만점으로 환산



* Test span . 50.8mm, test speed : 10mm/min. chart speed . 100mm/min.

Fig. V. An example of bending load test.

Fig. IV. The photographs of the samples obtained 7 weeks after the fracture.

그리고 측정속도는 10mm/min.이었다.

하중검사에서 실험 혹은 계산된 수치는 군별로 산술 평균과 표준편차를 구하였고, 각 군별 산술평균은 편측 t 검사(one side t test)에 의거하여 비교하였다.

III. 실험 성적

얻어진 대퇴골 표본에서 첫째로, 미리 골절시켰던 좌측 대퇴골의 골절면에서의 움직임 여부에 관한 관정의 결과는 제 I 군에서 14 마리중 3개, 제 II 군 15 마리 중 1개, 그리고 제 III 군 13 마리중 6개에서 골절면에서의 움직임이 관찰되어 각각 79%, 93% 그리고 54%의 골융합율을 보여 주었으며(Table I), 방사선적 변화에 대한 저자의 기준에 의거한 채점은 제 I 군 5.8점, 제 II 군 8.4점 그리고 제 III 군 4.5점이었다. 그러므로 골절 7주후 골절면에서의 골융합율은 제 III 군에서 가장 높으며 그 다음이 제 I 군, 제 II 군의 순서였고, 방사선적 치유도는 제 II 군, 제 I 군 그리고 제 III 군 순으로 좋은 것으로 나타났다(Table I).

둘째로, 가골의 두께는 골절시켰던 대퇴골의 최대와 최소직경에서 이에 상응하는 정상측의 최대와 최소직경을

Table I. Gross and Radiological Analysis of Fracture Healing.

Group	Number of Animals	Bony Union at 7 weeks Animals	Rate(%)	Radiological Rating (10 points)
I (0')	14	11	79	5.8
II (5')	15	14	93	8.4
III (10')	13	7	54	4.5

감하여 이들을 평균한 것을 각 대퇴골의 평균 가골두께로 하였다. 이들을 다시 산술평균하여 군별 평균가골두께로 하였는 바, 제 I 군에서 4.2 ± 1.8 mm, 제 II 군 4.1 ± 1.5 mm, 그리고 제 III 군에서 4.9 ± 2.5 mm로 골절면에서 작운동이 증가할수록 가골의 두께는 증가하는 추세를 보이고 있었으나 0.05의 수준에서 유의한 차이는 발견할 수 없었다(Table II).

셋째로, Instron을 사용하여 측정한 굴곡하중과 그때의 변위의 모형은 그림 V와 같다. 여기서 실선은 정상우측 대퇴골의 것이며 점선은 골절을 시켰던 좌측 대퇴골의 것인 바, 골절의 치유가 불완전할수록 곡선은 고무

Table II. Thickness of the Callus

Group	Number of Animals	Thickness of the Callus(mm)
I (0')	11	4.2 ± 1.8
II (5')	14	4.1 ± 1.5
III (10')	7	4.9 ± 2.5

가 늘어나는 것 같은 완만한 양상을 보이며, 골절의 치유가 완전할수록 정상측의 것 즉 실선에 가까워진다¹⁵⁾.

최대굴곡하중은 어떤 골을 굴곡시켜 골절시키는데 필요한 최소한의 힘으로서, 그 골의 질과 양등 골 전체의 구조상 특성(structural character)을 나타내는 수치이다¹⁴⁾. 임상적으로는 이 수치가 가장 큰 의의를 갖는다고 생각할 수 있는데, 본 실험에서의 최대 굴곡하중의 산술평균과 표준편차는 제 I 군 $9.3 \pm 2.1 \text{ dynes} \times 10^6$, 제 II 군에서 $13.0 \pm 4.6 \text{ dynes} \times 10^6$, 그리고 제 III 군에서 $14.0 \pm 9.7 \text{ dynes} \times 10^6$ 을 나타내어 정상측 대퇴골에 비하여 각각 32%, 47% 및 45%를 나타내었다(Table III).

어떤 물체를 단위 면적당 변형 혹은 절단시키는데 필요한 힘을 변형력 혹은 응력(stress)이라고 하며 골절을 시킬 때는 골절되는 골의 재료상 특성(material character)을 나타내는 인자가 된다. 본 실험에서 계산된 최대굴곡변형력(ultimate bending stress)의 산술평균과 표준편차는 제 I 군에서 $1.62 \pm 0.67 \text{ dyne/cm}^2 \times 10^8$, 제 II 군 $2.23 \pm 0.77 \text{ dynes/cm}^2 \times 10^8$, 그리고 제 III 군에서 $1.55 \pm 0.54 \text{ dynes/cm}^2 \times 10^8$ 으로서 정상 대퇴골의 각각 5.8%, 8.7% 및 5.9%를 나타내었다(Table IV).

탄성율은 탄성구간에서 가골의 견고도(stiffness)를 나타내는 수단이 된다. 본 검사에서 계산된 탄성율의 산술평균과 표준편차는 제 I 군에서 $1.16 \pm 0.50 \text{ dynes/cm}^2 \times 10^9$, 제 II 군에서 $2.08 \pm 0.91 \text{ dynes/cm}^2 \times 10^9$ 그리고 제 III 군에서 $1.15 \pm 0.42 \text{ dynes/cm}^2 \times 10^9$ 이었다(Table V).

Table III. Ultimate Bending Loads*

Group	Number of Animals	Ultimate Load		Bending Moment	Fractured Normal $\times 100$ (%)
		Normal	Fractured		
I (0')	11	28.8 ± 5.7	9.3 ± 2.1	11.9 ± 2.6	32
II (5')	14	28.0 ± 6.5	13.0 ± 4.6	16.5 ± 6.1	47
III (10')	7	31.2 ± 5.9	14.0 ± 9.7	17.8 ± 12.3	45

* Values are given in dynes $\times 10^6 \pm$ standard deviations. t test: I - II : $p < 0.025$, II - III : $p < 0.40$, I - III : $p < 0.10$.

Table V. Modulus of Elasticity*

Group of Animals	Number	Modulus of Elasticity		Fractured Normal $\times 100$ (%)
		Normal	Fractured	
I (0')	11	40.9 ± 7.6	1.16 ± 0.50	2.8
II (5')	14	42.8 ± 6.0	2.08 ± 0.91	4.9
III (10')	7	36.0 ± 5.7	1.15 ± 0.42	3.2

* Values are given in dynes/cm² $\times 10^9 \pm$ standard deviations. t test: I - II : $p < 0.005$, II - III : $p < 0.01$, I - III : $p > 0.40$.

Table IV. Ultimate Stresses Due to Bending*

Group of Animals	Number	Ultimate Stress		Fractured Normal $\times 100$ (%)
		Normal	Fractured	
I (0')	11	27.9 ± 5.2	1.62 ± 0.67	5.8
II (5')	14	25.6 ± 5.5	2.23 ± 0.77	8.7
III (10')	7	26.2 ± 7.4	1.55 ± 0.54	5.9

* Values are given in dynes/cm² $\times 10^8 \pm$ standard deviations. t test: I - II : $p < 0.025$, II - III : $p < 0.025$, I - III : $p > 0.40$.

IV. 총괄 및 고안

골절치료에 있어서 1800 년대에 John Hilton과 Hugh Owen Thomas 가 제창한 안정이라는 경험적인 개념은¹³⁾, 1900 년대 초 Watson Jones 에 의하여 보다 체계화되면서 몇개의 예외를 제외한 모든 골절에서 골절된 골과 "그 근위 및 원위의 관절(A joint above and a joint below)"을 포함시켜 고정함으로써 골절면에서의 움직임을 막아 골절부 가골의 치유세포들을 보호하여 지연융합(delayed union)이나 부전융합(non-union)을 방지할 수 있고, 또한 적당한 정렬(alignment)을 유지시켜 부정융합(malunion)을 방지해야 한다는 이른바 휴식설(rest theory)을 탄생시켰다. 이리

Table VI. Summary of the Results

Group	Number of Animals	Bony Union Animals	Rate (%)	Radiological Rating(10 points)	Ultimate Load (dynes $\times 10^6$)	Ultimate Stress (dynes/cm ² $\times 10^8$)	Modulus of Elasticity (dynes/cm ² $\times 10^9$)
I (0°)	14	11	79	5.8	9.3 \pm 2.1	1.62 \pm 0.67	1.16 \pm 0.50
II (5°)	15	14	93	8.4	13.0 \pm 4.6	2.23 \pm 0.77	2.08 \pm 0.91
III (10°)	13	7	54	4.5	14.0 \pm 9.7	1.55 \pm 0.54	1.15 \pm 0.42

하여 “충분하고 지속적이며 골절이 융합될 때까지 중단되지 않는 고정”이라는 말은 금세기를 지배하던 골절치유의 보편화된 절대적 대원칙을 가장 간략하고도 상징적으로 표현하는 말이었다¹³⁾. 이러한 개념에 대해 의혹을 품은 정형외과 의사는 거의 없을 정도였으며, 나아가서는 골절을 보다 완전하게 고정하기 위한 수단으로 수많은 종류의 금속내고정물의 탄생을 유발하게 되었고, 근래에는 무균법, 금속학 및 생역학의 발달과 더불어 과학적 정복과 견고한 고정(rigid fixation) 그리고 조기운동(early mobilization)이라는 치료 개념이 더욱 성행하게 되었다.

한편 1855 년 Smith가 경골의 골절에서 보조기를 사용하여 보행치료를 시행한 기록이 있으며¹¹⁾, 1910 년 Championniere는 “생명은 활동하고 있으며 활동을 시행하면 골절은 스스로 정복된다(Life is motion and self reduction takes place as a result of motion)”고 주장하면서 조기의 능동적 운동을 권장하였다¹⁾. 그후 Key와 Bohler 등이 보행치료법에도 장점이 있음을 열거하였고, 1953 년 Perkins는 견고한 고정이 골융합에 필수불가결하지는 않다고 주장하면서 고정을 하지 않은 많은 예에서도 근육의 작용으로 골절면에 압박력(compression force)이 발생하여 골절을 융합시킬 수 있다고 설명하였다⁶⁾. 1961 년 Dehne 등은 경골골절 환자에게 적당한 캐스트를 감아 조기 체중부하를 하게 함으로써 골절의 합병증을 감소시킬 수 있다고 주장하면서, 활동이 골절의 치유를 촉진시키지는 않으나 비활동은 골절의 치유를 지연시킨다고 말하며, 보행치료의 중요성을 재인식하였다²⁾.

1967 년 Sarmiento는 견고한 고정은 생리적이 아니며 골절부에 주어져야 할 정상적인 긴장력(stress)을 박탈하여 골절부의 각종 대사과정을 유지하지 못하게 하나, 골절부를 기능화 함으로써 근육이 활동하게 하고 인접관절을 움직이게 하여 골절부에 순환을 증가시키면 골절의 치유를 촉진시킬 수 있다는 생각아래 경골의 골절에서 술관절의 운동을 기능화하고 조기 체중부하를 시킬 수 있는 기능적 캐스트(functional below-the-

knee cast)를 실용화하였다⁸⁾. 이어 1970년에는 기능적 보조기(functional below-the-knee brace)를 개발하여 보행치료를 전파시켰다⁹⁾. 1970 년 Mooney등은 대퇴골 원위부의 골절시 보행치료를 가능하게 한 캐스트-보조기(cast-brace)를 고안하여 실용화 하였다⁵⁾.

그러나 이들이 개발한 기능적 보조기 내지 캐스트들은 골절면을 불완전하게 고정하였으므로 어느 정도의 골절면에서의 움직임은 불가피하였다. 1977 년 Sarmiento는 기능적 보조기를 착용하여 체중부하를 시키면 골절면에서 어느 정도의 움직임이 일어나나 이는 골절치유에 해롭지는 않다고 보고하고 있다¹⁰⁾. 또한 1974 년 Lippert 등은 경골골절 환자에서 Photogrammetry에 의하여 골절면의 움직임을 관찰하였던 바, 예전에는 충분한 고정이라고 생각되었던 보전적 캐스트로 치료한 환자에서 환자를 활동시킬 때 그가 인지하지 못하나 놀랄 만한 정도의 골절면에서의 움직임을 관찰하였다⁴⁾.

이러한 시점에서 오늘날 정형외과는 가능하다면 골절 주위관절이나 골절된 팔다리의 조기운동 내지 조기 체중부하 그리고 조기보행이 생리적으로 바람직하다는 데는 일치하면서도, 자칫 이에 불가피하게 수반되는 골절면에서의 움직임 내지 불완전한 고정이 과연 종래에 믿어왔던 것처럼 골절치유에 해로운가 아니면 최근 일부 학자들이 주장하는 것처럼 해롭지 않거나 혹은 차라리 이로운가 그리고 만약 이렇다면 정확히 어느 정도의 움직임이 이롭고 그 이상은 해로운가 하는 문제들이 미해결의 숙제로 남아 있으며 앞서 말한 보행치료를 주장하는 학자들도 아직 임상적 관찰 이상으로 그 이론적 근거를 크게 제시하지 못하고 있는 실정이다.

이에 저자는 그렇다면 어느 정도의 골절면에서 발생하는 각운동이 골절치유에 해롭지 않은가 관찰하기 위하여 이 동물 실험을 시행하였다. 그 결과 자발적인 체중부하를 허용한 상태하에서 대퇴골의 골절 7 주후에 골절면에서 5도의 각운동을 허용한 제 II 군은 완전한 고정을 한 제 I 군보다 높은 육안적 골융합율과 보다 좋은 방사선적 융합도를 나타내었으며, 재골절을 시키는데 필요한 최대굴곡하중, 최대변형력 그리고 탄성율의 의미있는

증가를 보여주어 골절의 치유가 촉진되고 있었음을 관찰할 수 있었다. 또한 제Ⅱ군은 10도의 작운동을 허용한 제Ⅲ군보다 용합율과 방사선적 용합도가 우수하고 최대변형력과 탄성율은 의미있게 증가되어 있었고, 최대 굴곡하중은 의미있는 차이를 나타내지 않았다. 이러한 소견은 5도의 작운동을 허용한 제Ⅱ군에서 10도의 작운동을 허용한 제Ⅲ군보다 골절의 치유를 촉진하고 있었다고 결론지어도 무방할 것으로 사료되었다. 한편 완전한 고정술 시행한 제Ⅰ군은 10도의 작운동을 허용한 제Ⅲ군보다 용합율이 우수하고, 방사선적 용합도는 약간 우수하며, 최대굴곡하중과 최대변형력 그리고 탄성율은 의미있는 차이를 보여주지 않았다. 그러므로 10도의 자발적인 작운동을 허용한 제Ⅲ군은 제Ⅰ군에서보다 그 골절의 치유가 오히려 지연되고 있었다고 해석할 수 있었다(Table VI).

상기한 관찰에서 과도한 운동은 골절의 치유를 방해하나 어떤 적당한량의 운동은 완전한 고정보다 골절의 치유를 지연시키지 않거나 혹은 오히려 촉진시킬 것이라고 주장할 수 있겠다.

본 실험에 사용된 모든 토끼는 골절치유의 전 기간동안 자발적인 활동을 허용하였으며, 토끼는 개와는 달리 뒷다리가 매우 길어서 골절을 시킨 뒷다리에 관절운동 및 체중부하를 하지 않고는 제대로 걸을 수 없으므로 5도의 작운동이 촉진한 골절의 치유는 체중부하, 인접관절의 운동이나 근육의 기능과 같은 변수에는 무관하였다는 사실을 쉽게 상상할 수 있다. 따라서 골절면에서 발생한 움직임에 의한 골절치유의 촉진은 골절면 내지 골절골 자체의 세포들의 대사과정이나 생리현상에 기인한 것이라고 단정하여도 무방할 것으로 생각된다.

여기에서 골절부위에 약간의 자발적인 작운동을 허용하였더니 어째서 용합이 촉진되었는가, 다시 말해서 어떤 인자가 골절치유를 촉진하는가 하는 문제가 야기되나 이것은 본 실험의 영역 밖의 일이다. 현재 보편적으로 의견의 일치를 보는 골절치유의 요소들로는 골절면에 마주 대하고 있는 두개의 골절면이 있어야 하고, 이들이 어느 정도 이상 떨어져 있지 말아야 하며, 충분한 혹은 적당한 고정을 하여야 한다는 것이다. 그밖에 골막의 견제와 충분한 혈액공급의 중요성은 매우 강조되고 있다^{7,12)}. 그러나 이것들은 골절치유의 인자일에는 불림 없으나 그 촉진요소라고 까지 말할 수는 없다.

또한 혹종의 호르몬, alkaline phosphatase, 염기성 pH, 낮은 산소분압, 그리고 미세한 전기자극 등이 골절치유의 인자들로 주장되고 있으나 이들 역시 하나의 현상으로써 골절치유의 원인인지 또는 결과인지 밝혀지지 않은 상태에 있으며, 또한 골절의 치유에 어떤 단독의 인자만이 중요하다고 생각할 수도 없다. 따라서 무엇이

왜 그리고 어떻게 골절의 치유를 촉진하며 미분화 세포(undifferentiated cell)를 연골세포(chondrocyte) 골아세포(osteoblast) 혹은 골세포(osteocyte)가 되도록 유도하는가 하는 문제는 앞으로 연구되어야 할 과제일 것으로 생각된다.

V. 결 론

성숙한 토끼의 좌측 대퇴골간부 중앙에 골절을 만들어 각각 상이한 3가지 방법으로 고정하여 7주간 골절의 치유를 시킨 후 육안적인 용합 여부와 방사선적 용합도, 가골의 두께를 관찰하고, 역학적으로 재골절에 필요한 최대굴곡하중을 실측하여 여기에서 최대 변형력과 탄성율을 계산하였다.

그 결과 골절면에서 5도의 자발적인 작운동을 허용한 제Ⅱ군은 운동을 시키지 않은 제Ⅰ군이나 10도의 작운동을 시킨 제Ⅲ군보다 골절의 치유를 촉진하였음을 관찰할 수 있었다. 그러나 제Ⅲ군은 대조군보다 골절의 치유가 지연되고 있었다.

상기한 실험결과로 보아 골절면에서의 과도한 운동은 아마도 골절의 치유를 방해하나, 어떤 적정량의 운동은 골절의 치유를 지연시키지 않거나 혹은 오히려 촉진시킨다고 추정된다.

REFERENCES

1. Championniere, L. : *Precis du Traitement des Fractures*, Paris, G. Steinhell, 1910.
2. Dehne, E. : Metz, C.W. : Deffer, P.A. : and Hall, R.M. : *Non-operative Treatment of the Fractured Tibia by Immediate Weight Bearing*. *J. Trauma*, 1:514, 1961.
3. Friedenber, Z.B. : Robert, P.G., Jr. : Didizian, N.H. : and Brighton, C.T. : *Stimulation of Fracture Healing by Direct Current in the Rabbit Fibula*. *J. Bone Joint Surg.*, 53-A:1400, 1971.
4. Lippert, F.G., III : and Hirsch, C. : *The Three Dimensional Measurement of Tibia Fracture Motion by Photogrammetry*. *Clin. Orthop.*, 105:130, 1974.
5. Mooney, V. : Nickel, V. : Harvey, P.J., Jr. : and Snelson, R. : *Cast-brace Treatment for Fractures of the Distal Part of the Femur*. *J. Bone Joint Surg.*, 52-B:1563, 1970.
6. Pekins, G. : *Rest and Movement*. *J. Bone Joint Surg.*, 35-B:521, 1953.

7. Rhinelander, F.W. : and Bargary, R.A. : *Microangiography in Bone Healing. I. Undisplaced Closed Fractures. J. Bone Joint Surg., 44-A:1273, 1962.*
8. Sarmiento, A. : *A Functional Below-the-Knee Cast for Tibial Fractures. J. Bone Joint Surg., 49-A:855, 1967.*
9. Sarmiento, A. : *A Functional Below-the-Knee Brace for Tibial Fractures, A Report on Its use in One Hundred Thirty Five Cases. J. Bone Joint Surg., 52-A:295, 1970.*
10. Sarmiento, A. : Schaeffer, J.F. : Beckerman, L. : Latta, L. L. : and Enis, J.E. : *Fracture Healing in Rat Femora by Functional Weight Bearing. J. Bone Joint Surg., 59-A:369, 1977.*
11. Smith, H. : *On the Treatment of Ununited Fractures by Means of Artificial Limbs, Which Combine the Principle of Pressure and Motion at the Seat of Fracture and Lead to Formation of an Ensheathing Callus. Am. J. Med. Sci., 29:102, 1855.*
12. Trueta, J. : *The Role of the Vessels in Osteogenesis. J. Bone Joint Surg., 45-B:402, 1963.*
13. Watson-Jones, R. : *Fractures and Joint Injuries. 4th ed. : 13, The Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1952.*
14. Weir, J.B. de V : Bell, G.H. : and Chambers, J.W. : *The Strength and Elasticity of Bone in Rat on a Rachitogenic Diet. J. Bone Joint Surg., 31-B:444, 1949.*
15. White, A.A., III : Panjabi, M.M. : and Southwick, W.O. : *The Four Biomechanical Stages of Fracture Repair. J. Bone Joint Surg., 59-A:188, 1977.*