

골수정 삽입 후 외고정 장치를 이용한 신연술의 생역학적 장점 - 모사골과 사체에서의 실험적 연구 -

오창욱 · 김풍택 · 송해룡* · 오종건† · 안형수 · 박병철 · 민병국 · 박성기 · 손영현

경북대학교 의과대학 정형외과학교실, 고려대학교 의과대학 정형외과학교실*, 이화대학교 의과대학 정형외과학교실†

목 적: 본 실험 연구는 단순 외고정 장치를 이용한 신연술에 비하여 골수정 삽입 후 외고정 기기를 이용한 신연술의 생역학적 장점을 알아보기 위함이다.

대상 및 방법: 아크릴봉, 모사골, 사체골에서 각각 단순 외고정 장치와 골수정을 삽입한 후의 외고정 장치를 대퇴골 신연 모델을 구현하도록 장착한 다음, 신연을 위한 절골부를 만들고, 일축 압축 시험을 시행하였다. 5 mm 직경의 하프핀과 9 mm 직경의 대퇴골 골수정을 사용하였으며, 골수정의 삽입 유무, 핀의 개수 등에 따른 압축 강성도를 동적 구조 시험기 (MTS machine)로 측정 비교하였다.

결 과: 같은 수의 하프핀을 고정할 경우 골수정을 삽입을 추가한 신연 장치에서 단순 외고정 기기보다 압축 강성도가 아크릴 봉에서 1.1~1.2 배, 모사골에서 1.2~1.6배, 사체골에서 15.6~15.9배의 증가를 보였다. Half-pin의 수에 따른 비교에서, 골수정 추가 삽입 모델의 2개의 핀 군이 아크릴 모형 실험에서는 단순 외고정 기기의 3개의 핀 군에 비해 압축 강성도가 떨어졌으나, 모사골과 사체골에서는 오히려 각각 1.2배와 12배의 우수한 강성도를 보였다.

결 론: 외고정 기기를 이용한 신연술에서 골수정을 추가할 경우 압축 강성도를 증가시킬 수 있으며, 골수정을 삽입 후 외고정 기기를 장착 시에는 2개의 핀만을 원, 근위부에 고정하여도 충분한 신연 능력을 가질 것으로 생각된다.

색인 단어: 신연술, 골수정, 외고정, 하프핀, 생역학

A Biomechanical Advantage of the Lengthening with an External Fixator Over an Intramedullary Nail - An Experimental Study in Saw Bones and Cadaveric Bones -

Chang-Wug Oh, M.D., Poong-Taek Kim, M.D., Hae-Ryong Song*, M.D., Jong-Keon Oh†, M.D., Hyung-Soo Ahn, M.D.,
Byung-Chul Park, M.D., Byung-Guk Min, M.D., Sung-Ki Park, M.D., Young-Heon Sohn, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, College of Medicine, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Department of Orthopedic Surgery, Kuro Hospital, Korea University, Seoul, Korea*

Department of Orthopedic Surgery, Dong-Dae Moon Hospital, Ehwa University Hospital, Seoul, Korea†

Purpose: To know biomechanical differences in methods of limb lengthening between using monolateral external fixator and using external fixator over an intramedullary nail.

Materials and Methods: In acryl rods, saw-bone, and cadaveric bone, we created two lengthening models of using monolateral external fixator and using external fixator over an intramedullary nail. The axial compression test was done on the site of osteotomy for lengthening. To fix the models, half pins of 5 mm in diameter and nails of 9 mm in diameter were used. Using MTS (Material Test System) machine, we evaluated the differences of axial stiffness according to the presence of an intramedullary nail or the numbers of half-pins which were fixed at each side of osteotomy.

Results: Lengthening over an intramedullary nail, comparing to monolateral external fixator only, increased the axial stiffness by 1.1~1.2 times in acryl rods, 1.2~1.6 times in saw bones, and 15.6~15.9 times in cadaveric bones when the same numbers of half-pins were used. In saw bone and cadaveric bone, the group of two half pins in lengthening over an intramedullary nail was stiffer than the group of three pins in lengthening with monolateral external fixator.

Conclusion: In the distraction of the limb, the addition of an intramedullary nail may increase the axial stiffness of the frame of monolateral external fixator. In lengthening over an intramedullary nail, it is enough to distract the bone with fixing two half pins at each sides of osteotomy.

Key Words: Lengthening, Intramedullary nail, External fixator, Half pin, Biomechanics

통신저자: 오 창 욱

대구광역시 중구 삼덕 2가 50
경북대학교 병원 정형외과학교실
Tel : 053-420-5630 · Fax : 053-422-6605
E-mail : cwoh@knu.ac.kr

Address reprint requests to : Chang-Wug Oh, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Kyungpook National University
Hospital 50, 2Ga, Samduk Dong, Chung-gu, Daegu, 700-721, Korea
Tel : +82-53-420-5630 · Fax : +82-53-422-6605
E-mail : cwoh@knu.ac.kr

서 론

외고정 장치를 이용한 사지 연장술은 장관골의 단축, 기형, 골 결손 등의 치료에 우수한 치료 방법이다. 일리자로프 등에 의한 원통형 외고정 기기는 복잡하고 힘든 기형을 교정할 수 있는 장점이 있으나⁹⁻¹¹⁾, 환자에 많은 불편감을 주므로, 단일 외측 외고정 기기의 사용이 선호되고 있다¹⁷⁾. 모든 외고정 기기는 사지 연장술시 신연기 및 경화기의 오랜 동안의 장착기간이 필요하므로 환자의 일상 생활은 물론 관절 강직을 가져 올 수 있으며, 외고정 기기의 제거 이후에도 신연부의 기형, 함몰 또는 골절 등의 합병증은 드물지 않다^{5,7,19)}.

최근 하지의 대퇴골에서 가장 흔히 이용되는 골수정 삽입 후 외고정 기기를 이용한 신연술은, 골의 적절한 길이를 신연한 이후 외고정 기기를 조기에 제거할 수 있으므로, 신연기보다 2~3배의 기간이 필요한 경화기 동안의 환자의 불편함을 줄여 관절운동의 조기 회복이 가능하고, 또한 신연골의 변형 또는 재 골절의 가능성을 막을 수 있는 좋은 방법이다^{8,16,21,22)}.

하지만, 골수정 삽입 후 외고정 기기를 이용한 신연술과 일반적인 외고정 기기를 비교한 생역학적 차이점에 대한 연구는 아직 까지 알려진 바 없으며, 또한 외고정 기기의 장착 방법에 대한 연구는 없다.

본 연구는 대퇴골에서 골수정 삽입 후 외고정 기기를 이용한 신연술과 단순 외고정 기기만을 이용한 신연술의 장, 단점을 아크릴 원기둥, 모사골, 사체골에서 각각 생역학적 연구를 통하여 알아 보고자 함에 있다.

대상 및 방법

1. 골의 모형

재료의 대상 (아크릴 모형, 모사 대퇴골, 사체 대퇴골)에 따라 골의 모형을 3가지로 나누었으며, 각 재료의 골 모형에는 외고정 기기만을 장착하거나, 외고정 기기에 골수정을 추가하는 모델을 만들고, 각각의 모형에서는 절골부의 원근 위부에 2개 또는 3개의 하프핀 (half-pin)씩을 고정하였다 (Fig. 1).

1) 아크릴 모형

인체 대퇴골의 대응으로 아크릴 원기둥을 제작하였으며, 그 크기는 외경 33 mm, 내경 10 mm, 길이 380 mm로 하였다. 아크릴 모형의 내경에 삽입될 골수정은 9 mm의 직경, 340 mm의 길이를 갖게 제작 하였고, 일측단의 2 cm 떨어진 부위에 하나의 교합 나사를 고정할 수 있게 하였다.

2) 모사골

모사 대퇴골은 길이 (piriformis fossa ~ 과간 절흔)는 420

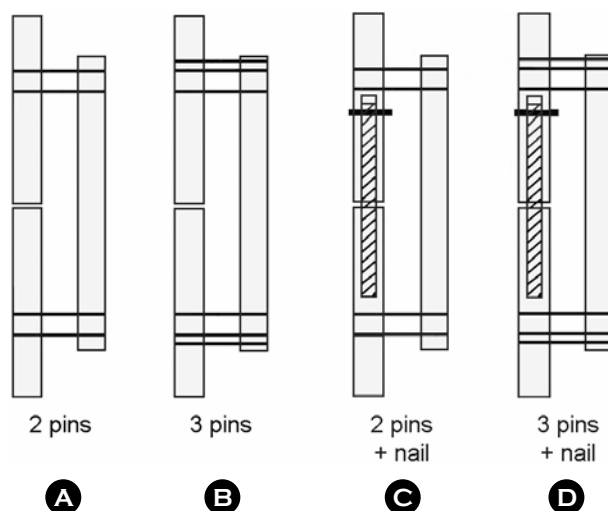


Fig. 1. The basic models for the measurement of axial stiffness.

(A) A model of 2 half pins only.

(B) A model of 3 half pins only.

(C) A model of 2 half pins with intramedullary nail.

(D) A model of 3 half pins with intramedullary nail (from left to right).

mm, 협부의 외경은 32 mm, 내경은 10 mm의 크기를 선택하였으며, 골수정은 9 mm의 직경, 380 mm (unreamed femoral nail®, Mathys, Switzerland)를 선택하여, 근위부의 piriformis fossa에서 통상의 골수정 삽입술과 같이하고, 근위부에는 2개의 교합 나사를 고정하였다.

3) 사체골

사체 대퇴골의 길이는 평균 403 mm (범위, 397~405), 협부의 외경은 평균 33 mm, 내경은 10.5 mm이었고, 골수정의 삽입은 모사골과 동일하게 하였다.

2. 실험 방법

각각의 골 모형에서 사용된 하프핀은 5 mm 직경 (thread length-30 mm, total length 160 mm)의 피질골용을 사용하였으며, 단, 모사골과 사체골의 대퇴 원위부의 끝 부위는 망상골용을 고정하였다. 외고정 기기 모형에서는 골의 중앙에 하프핀을 고정하였으나, 골수정 삽입 모형에서는 모사골 및 사체골에서 실제 임상적 방법²¹⁾과 같이 고정하였으며, 아크릴 모형에서는 골수정과 하프핀이 만나지 않아야 하는 임상적 모델을 가상하여, 골의 중심이 아닌 외연에서 10 mm 떨어진 곳에 일정하게 고정하였다 (Fig. 2). 클램프 (ACT-Fix®, Medixalign, KOREA)는 4개의 하프핀을 고정할 수 있고, 핀 간격은 14 mm인 것을 사용하였고, 골 모형에서 클램프까지의 거리는 70 mm로 두고 torque meter (18 N/m)로 하프핀과의 연결을 고정하였으며, 각각의 클램프는 골 연장용의 막대 (telescopic rod)로 연결하였다. 가상의 연장을 위한 절골부의 위치는 근위부의 마지막 half pin로부터 아크릴 모형에서

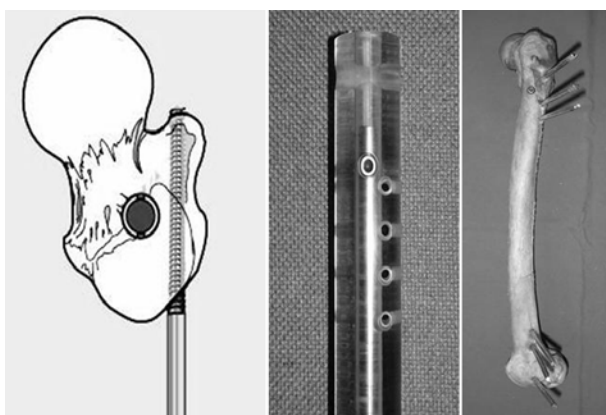


Fig. 2. In the model of lengthening over an intramedullary nail, the half-pins were eccentrically fixed posterior to the nail not to engage the nail (left). In the acrylic rod (center) and cadaver femur, the same method was applied under the fluoroscopic guide.

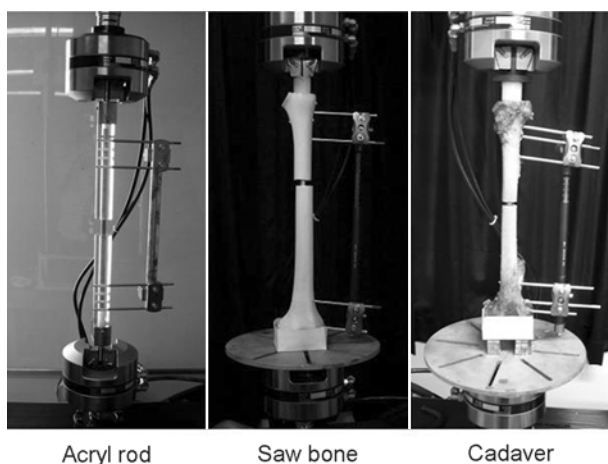


Fig. 3. The axial stiffness was measured by MTS 858 Mini Bionix II in each model (Left; acrylic rod, center; saw bone, right; cadaver).

는 100 mm, 모사골과 사체골에서는 70 mm로 하였으며, 절골부의 간격은 6.4 mm로 하였다. 골 모델의 양측 단은 고안된 지그(jig)와 골 시멘트(PMMA, Polymethyl-methacrylate)로 동적 구조 시험기(MTS 858 Mini Bionix II, MTS Co., Eden Prairie, MN, United States)에 연결하였다(Fig. 3).

하중 모드 시험은 동적 구조 시험기를 이용하여 일축 압축 시험(axial compression test)을 시행하여 압축 강성도(axial stiffness)를 측정하였으며, 시험 시편에 축 방향으로 초당 2 kg의 하중을 부가하여(하중율, 2 kg/sec) 60 kg의 하중에 도달할 때까지 시편당 5회를 실시하고 그 평균을 구하였으며, 골수정 삽입의 유무와 half pin의 수에 따른 각 골 모형에서의 압축 강성도를 비교하였다.

압축 강성도의 측정은 변위-하중 곡선을 구한 다음 직선

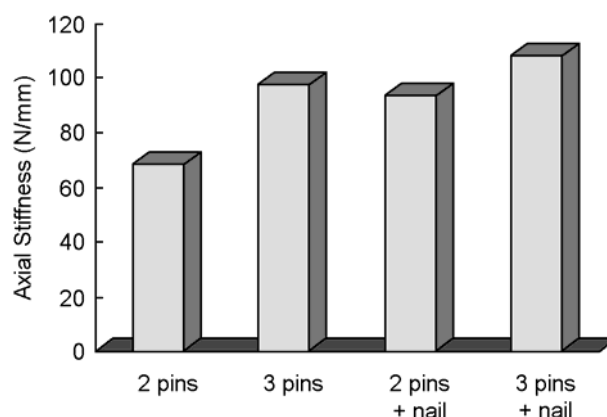


Fig. 4. In acrylic rods, the addition of nail increased the axial stiffness by 10% at the same numbers of half-pin.

구간(0.5~1.5 mm의 변위)을 나타내는 구간에서 일정하게 측정하였고, 각 실험 모델에서의 하중에 따른 변위의 차이는 차이가 없었으며, 하중의 측정은 회당 10 Hz에서 구하였다.

3. 통 계

결과의 분석은 각 골 모형 군내의 실험군마다 5회의 평균값을 구하고, 이를 비교하였으며, 이는 Student t-test (SPSS)를 이용하여, p-value가 0.05 이하인 경우 유의한 것으로 간주하였다.

결 과

1. 아크릴 모형 실험

외고정 기기 모델에서 2개핀 고정군은 68.2 N/mm, 3개핀 고정군은 96.8 N/mm이었으며, 골수정을 삽입한 모델에서는 2개핀 고정군은 82.9 N/mm, 3개핀 고정군은 107.4 N/mm로 나타나, 골수정을 삽입 모델이 외고정 기기 모델에 비해 같은 수의 하프핀을 고정할 경우 각각 1.2배(2개핀 고정군), 1.1배(3개핀 고정군)의 강한 압축 강성도를 나타냈다($p < 0.05$). 하지만, 외고정 기기 모델의 3개핀 고정군은 골수정 삽입 모델의 2개핀 고정군보다 큰 압축 강성도를 보였다(Fig. 4).

2. 모사 대퇴골 실험

외고정 기기 모델에서 2개핀 고정군은 23.1 N/mm, 3개핀 고정군은 30.5 N/mm이었으며, 골수정을 삽입 모델에서는 2개핀 고정군은 36.5 N/mm, 3개핀 고정군은 36.7 N/mm로 나타나, 골수정 삽입 모델이 같은 수의 하프핀을 고정할 경우 각각 1.6배(2개핀 고정군), 1.2배(3개핀 고정군)의 강한 압축 강성도를 나타냈다($p < 0.05$)(Fig. 5).

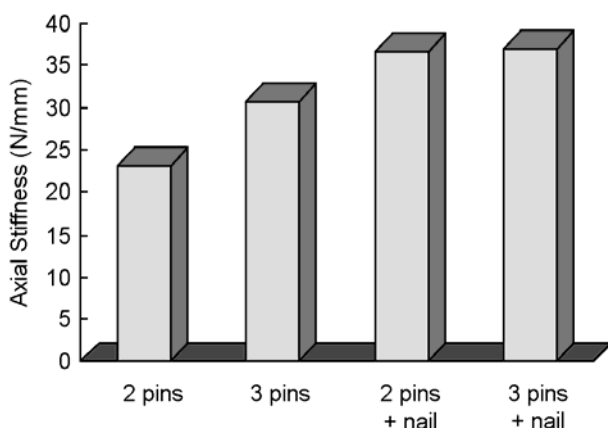


Fig. 5. In saw bones, the axial stiffness was increased by 20% in the group of lengthening over a nail. But, the axial stiffness in the group of lengthening over a nail, regardless of numbers of half-pins, showed higher stiffness than the group of 3 half-pins only.

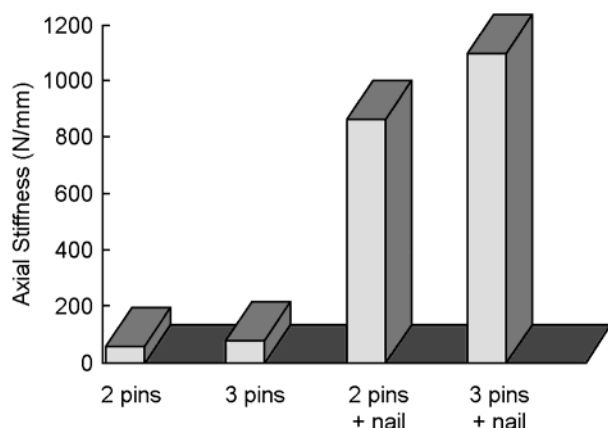


Fig. 6. In cadaver bones, the axial stiffness was increased by about 15 times in the group of lengthening over a nail. But, the axial stiffness in the group of lengthening over a nail, regardless of numbers of half-pins, showed significantly higher stiffness than the group of 3 half-pins only.

3. 사체 대퇴골 실험

외고정 기기 모델에서 2개핀 고정군은 54.8 N/mm, 3개핀 고정군은 68.9 N/mm이었으며, 골수정을 삽입 모델에서는 2개핀 고정군은 858.2 N/mm, 3개핀 고정군은 1096.6 N/mm로 나타났다. 골수정의 삽입 모델에서 같은 수의 하프핀을 고정 한 외고정 기기 모델보다 각각 15.6배 (2개핀 고정군), 15.9 배 (3개핀 고정군)의 강한 압축 강성도를 나타냈고 ($p < 0.05$), 골수정 삽입 모델 중 2개의 하프핀을 고정한 군 역시 외고정 기기 모델의 3개의 하프핀 군보다 약 12배의 압축 강성도를 나타냈다 (Fig. 6).

골수정 삽입 모델은 같은 수의 하프핀을 사용할 경우 모든 골 모형에서 압축 강성도가 증가하였다. 아크릴 모형에서 골수정 삽입 모델의 2개핀 고정군이 3개의 하프핀만을 고정한 군보다 약한 압축 강성도를 보였으나, 모사골 또는 사체 대퇴골에서는 골수정 삽입 모델의 2개핀 고정군이 3개의 하프핀만을 고정한 군보다 강한 강성도를 보였다.

고 찰

신연골 형성술은 신생골을 생성시키는 우수한 방법으로 하지 부동, 골절의 불유합 및 부정 유합, 골절 또는 골 종양의 제거 후 발생한 골의 소실을 성공적으로 치료할 수 있다. 이러한 임상적인 성공의 유무는 몇 가지의 치료 과정의 요인들이 필요하는데^{19,20}, Ilizarov¹¹)는 혈류의 보존, 견고한 외고정, 신연 전의 휴지기, 적절히 나누어진 신연율, 그리고 신연골의 성숙될 때까지의 중립고정의 기간 등으로 기술한 바 있다. 하지만, 오랜 기간 동안의 외고정 기기의 장착은 보행은 물론 일상 생활에 많은 지장을 주며, 또한 핀 감염, 골수염

및 관절 강직과 같은 많은 합병증을 수반하는 것이 현실이다. 이에 비하여 최근 소개되고 있는 골수정 삽입 후 외고정 기기를 고정하여 신연하는 방법은 전통적인 방법의 요건에 지장을 주지 않으며, 가능한 조기에 외고정 장치를 제거할 수 있고, 또한 외고정 기기의 제거 후에 올 수 있는 신연부의 골절 및 기형을 방지할 수 있는 방법이다^{8,15,16,21}).

Paley 등²¹)은 골수정 삽입 후 외고정 기기를 고정하여 신연하는 방법은 골 경화기에 신생골이 골절되는 것을 막을 수 있는 것이 장점이라고 하였다. 또한, 신연골의 신연 방향이 골수정에 의해 일정하게 유도 되는 장점이 있겠다. 하지만, 신연기에 대한 골수정과 외고정 기기의 생역학적 연구는 조사된 바 거의 없다.

외고정 기기의 생역학적 견고성은 성공적인 사지 연장술의 기본 조건인데^{1,24}), 이에 대한 평가는 외고정 기기의 강도 (stiffness)의 측정으로 평가할 수 있다^{4,20,24}). 본 연구에서는 골수정 삽입으로 인하여 전후면 (antero-posterior) 및 측면 강도 (lateral)와 비틀림 강도 (torsion stiffness)의 측정은 의미가 작으므로 압축 강성도만을 평가하였다.

연장되는 사지의 연부조직과 신연부의 가골이 기계적인 신연에 많은 저항을 일으키게 되는데, 이러한 신연 저항력 (distraction-resistance force) 또는 축성력 (axial force)을 극복할 압축 강성도를 외고정 기기는 가져야 하며^{3,6}), 적절한 압축 강성도를 갖지 못할 경우 신연 가골의 지연 성숙과 불완전 골화를 일으킬 수 있으므로^{18,23}), 압축 강성도의 평가는 중요할 것으로 생각된다. 인체 경골의 연구에서^{24,25}) 전통적인 원형 외고정 장치에 가해지는 신연 저항력은 신연 기간 동안 약 200~600 N/m까지 증가 한다고 알려져 있으며, 비록 사체골에서의 측정이나 본 연구의 골수정 삽입 신연 모델에서는 826 N/m에서 1096 N/m까지의 결과를 나타내어 견

고한 신연 모델임을 확인할 수 있었다.

본 연구에서 모든 종류의 골 모형에서 골수정의 삽입이 추가된 경우 동일한 수의 half pin의 압축 강성도보다 모두 증가 되어, 골수정 삽입이 신연 능력의 향상을 유도한 것으로 생각된다. 각 골 모형군을 비교할 때 모사골과 사체골에서는 압축 강성도가 각각 1.2배에서 15.9배까지 늘어났는데, 이는 아크릴 모형과는 달리 대퇴골 간부의 전방 각 형성이 있으므로 생긴 결과로 생각된다. 또, 사체골에서는 압축 강성도가 매우 크게 증가하였는데, 아마도 이는 사체골의 피질골의 강도가 모사골에 비해 크고, 골수강의 해면골의 존재가 더욱 강한 신연 모델을 유도 하였으리라 생각되며, 이는 단순 외고정 장치에 비해 골수정 삽입 모델이 생역학적으로 훨씬 우수한 골 신연술의 방법임을 나타낸다.

핀 감염은 외고정 장치를 사용할 때 불가피하게 발생하는 흔한 합병증으로, 이는 골수염으로의 발생은 물론 추가적인 골절까지 유발할 수 있으므로 주의가 요구된다. 특히, 골수정을 삽입하고 신연술을 시행한 경우, 신연골과 기존의 골 전부에 골수정을 따라 감염의 확산이 이루어질 수 있다는 것은 유의 해야할 사실이다^{12,13)}. 이에 가능하면 적절한 방법의 핀 고정 방법을 택하고, 초기에 외고정 핀을 제거하는 것이 좋을 것이며, 근본적인 접근에서 외고정 핀의 수를 줄인다면, 감염의 가능성을 줄일 수 있겠다^{8,21)}. 현재까지 골수정을 추가한 신연 장치에서 고정될 하프핀의 적절한 수에 대한 보고는 없는데, 본 연구 중 절골 원근위부에 각각 3개의 하프핀만을 사용한 신연군과 골수정을 추가하고 2개의 하프핀을 고정한 신연군의 비교에서, 아크릴 모델에서는 크게 의미가 없었으나, 모사골에서는 1.2배, 사체골에서는 12배의 강한 압축 강성도를 보여, 골수정을 삽입할 경우 하나의 핀을 제거하여도, 신연골 형성을 충분히 유도할 수 있음을 보여주는 생역학적 특성이 되겠다.

비록 사체골에 대한 실험은 하였으나, 이는 인체의 근육 등의 연부 조직의 역할은 배제되고, 연장율에 따른 변화를 확인치 못한 것은 본 연구의 제한 점으로 남아 있다. 하지만 많은 임상적 연구에서 단순 외고정 장치를 이용한 대퇴골 신연술은 3개씩의 하프핀 만으로 이루어지고 있으며, 골수정의 추가 삽입 후의 대퇴골 신연술도 본 실험에서와 유사한 방법으로 이루어짐으로 비교가 가능한 연구가 된다고 생각한다. 저자들은 본 연구가 생역학적 측면만을 실험실에서 확인한 결과로 임상적인 적용을 권유하기는 힘들다고 생각한다. 즉, 골수정 삽입 후 외고정 장치를 이용한 연장술 시행시 핀 감염이 있으면 심부 감염의 위험성으로 초기에 핀을 제거가 필요할 수 있고, 골수정과 골수강의 간격이 작을 때 고정 핀의 휨 현상은 적지 않게 임상적으로 나타나므로 이에 대한 고려는 필요하겠다.

결 론

골수정 삽입 후 외고정 기기를 이용한 신연술은 일반적인 신연술에 비해 큰 압축 강성도를 가지므로 안정적인 신생골 형성이 가능할 것으로 생각되며, 또한 외고정 기기의 핀을 원 근위부에 각각 2개만을 사용하여도 우수한 신연 능력을 가질 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- 1) Aarnes GT, Steen H, Ludvigsen P, Waanders NA, Huiskes R and Goldstein SA: In vivo assessment of regenerate axial stiffness in distraction osteogenesis. J Orthop Res, **23**: 494-498, 2005.
- 2) Aronson J and Harp JH: Mechanical considerations in using tensioned wires in a transosseous external fixation system. Clin Orthop, **280**: 23-29, 1989.
- 3) Brunner UH, Cordey J, Schweiberer L and Perren SM: Force required for bone segment transport in the treatment of large bone defects using medullary nail fixation. Clin Orthop, **301**: 147-155, 1994.
- 4) Choi IH, Kim JK, Choi KW, Chung JY, Cho TJ and Lee KS: Biomechanical Analysis of Korean Radiolucent Carbon/Graphite Ring Fixator. J Korean Fracture Soc, **13**:1: 1-12, 2000.
- 5) Faber FW, Keessen W and van Roermund PM: Complications of leg lengthening. 46 procedures in 28 patients. Acta Orthop Scand, **62**: 327-332, 1991.
- 6) Fleming B, Paley D, Kristiansen T and Pope M: A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, **241**: 95-105, 1989.
- 7) Glorion C, Pouliquen JC, Langlais J, Ceolin JL and Kassis B: Femoral lengthening using the callotasis method: study of the complications in a series of 70 cases in children and adolescents. J Pediatr Orthop, **16**: 161-167, 1996.
- 8) Gordon JE, Goldfarb CA, Luhmann SJ, Lyons D and Schoenecker PL: Femoral lengthening over a humeral intramedullary nail in preadolescent children. J Bone Joint Surg, **84-A**: 930-937, 2002.
- 9) Ilizarov GA: The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I: The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. Clin Orthop, **238**: 249-281, 1989.
- 10) Ilizarov GA: The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II: The influence of the rate and fre-

- quency of distraction. Clin Orthop, **239**: 263-285, 1989.
- 11) **Ilizarov GA**: Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. Clin Orthop, **250**: 8-26, 1990.
 - 12) **Kocaoglu M, Eralp L, Kilicoglu O, Burc H and Cakmak M**: Complications encountered during lengthening over an intramedullary nail. J Bone Joint Surg, **86-A**: 2406-2411, 2004.
 - 13) **Kristiansen LP and Steen H**: Lengthening of the tibia over an intramedullary nail, using the Ilizarov external fixator. Major complications and slow consolidation in 9 lengthenings. Acta Orthop Scand, **70**: 271-274, 1999.
 - 14) **Kummer FJ**: Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, **280**: 11-14, 1992.
 - 15) **Lee WH and Huang SC**: Femoral lengthening: callotasis with Ilizarov external fixator alone and with intramedullary locking nail. J Formos Med Assoc, **96**: 98-102, 1997.
 - 16) **Lin CC, Huang SC, Liu TK and Chapman MW**: Limb lengthening over an intramedullary nail: an animal study and clinical report. Clin Orthop, **330**: 208-216, 1996.
 - 17) **Noonan KJ, Leyes M, Forriol F and Canadell J**: Distraction osteogenesis of the lower extremity with use of monolateral external fixation. A study of two hundred and sixty-one femora and tibiae. J Bone Joint Surg, **80-A**: 793-806, 1998.
 - 18) **Oh CW, Kim PT, Park BC, Park IH, Kyung S and Baek SH**: Effect of injected calcium-sulfate on the consolidation of distraction osteogenesis in rabbit model. J Korean Fracture Soc, **15**: 271-277, 2002.
 - 19) **Paley D**: Current techniques of limb lengthening. J Pediatr Orthop, **8**: 73-92, 1988.
 - 20) **Paley D, Fleming B, Catagni M, Kristiansen T and Pope M**: Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening. Clin Orthop, **250**: 50-57, 1990.
 - 21) **Paley D, Herzenberg JE, Paremian G and Bhav A**: Femoral lengthening over an intramedullary nail: a matched-case comparison with Ilizarov lengthening. J Bone Joint Surg, **79-A**: 1464-1480, 1997.
 - 22) **Simpson AHRW, Cole AS and Kenwright J**: Leg lengthening over an intramedullary nail. J Bone Joint Surg, **81-B**: 1041-1045, 1999.
 - 23) **Waanders NA, Richards M, Steen H, Kuhn J, Goldstein SA and Goulet JA**: Evaluation of the mechanical environment during distraction osteogenesis. Clin Orthop, **349**: 225-234, 1998.
 - 24) **Wolfson N, Hearn TC, Thomason JJ and Armstrong PF**: Force and stiffness changes during Ilizarov leg lengthening. Clin Orthop, **250**: 58-60, 1990.
 - 25) **Younger AS, Mackenzie WG and Morrison J**: Femoral forces during limb lengthening in children. Clin Orthop, **301**: 55-63, 1994.