Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 27, No. 2 pp.83-89, May 2008

대퇴골(Femur)고정용 골 금속판 제작 및 강도 평가

김정래[1] · 안창식[2] · 서병도[3]

[1]을지대학교 보건과학대학 의료공학과 / [2]을지대학교 보건과학대학 물리치료학과 /
[3]경운대학교 보건복지대학 물리치료학과

Practicability Strength Assessment of a Bone Metallic Plate at the Femur Fixation

Jeong-Lae Kim[1], Chang-Sik Ahn[2], Byoung-Do Seo[3]

[1]Department of Biomedical Engineering, Eulji University, Seongnam, 461-713
[2]Department of Physical Therapy, Eulji University, Seongnam, 461-713
[3]Department of Physical Therapy, Kyungwoon University, Gumi, 730-739

ABSTRACT

Study was developed the metallic plate for fixation in the femur fracture and plates has a firm place in fracture treatment. This plates can be stabilized for fracture fixation as well as biological and dynamical device. The device's designation and sizing has a optimization with bending structural stiffness and strength, known meaning that is reliable regardless of the plate by the short type and long type. The bending strength of the curved metallic long plate has to evaluate a 11,000N and the bending strength of the curved metallic short plate has to evaluate a 6,525N. This see the X-ray image of bending angle made certain of 15° at number 2 and same 82.87° at number 2, 4, 5, 7, 8, 9, 10 by outside angle, and confirmed 25.26° at number 3, 3.68° at number 6, 15.64° at number 9 by inside angle. This study shows that keep up the metallic plate for fixation in the femur fracture through X-ray Image and the device can be used to support Revision case of Hip Implant and to use a case of Hip screw compression of Hip Neck Fracture. Short plate have a wrapping of femur and long plate have to preserve a pole of femur.

Keyword: Bending strength, Metallic plate, Bending curve, Femur fracture

1. 서 론

오늘날 골절에 대한 치료는 대부분 석고 고정이나 견인과 같은 방법을 사용하고 있다. 이러한 방법들은 효과는 있으나 치료기간이 동안 오히려 기능의 저하를 초래하거나 이로 인해 치유기간을 연장시키는 경우가 많다(Schatzker J, M.E, Muller, 1998).

현재 골절치료는 해부학적인 복원, 안정성의 확보, 혈류공급의 보존, 사지의 조기 운동을 목적으로 내고정술이 사용되고 있다. 내고정술에 사용되는 금속판은 압박의 기능을 가지며 금속판 단독 또는 여러 가지 내고정물들과 병행되어 사용될 수 있다. 골절된 골에 긴장력이 작용하는 면에 적용된 금속판은 최적의 지지대로서 작용할 수 있으며 긴장력

교신저자: 안창식
주 소: 461-713 경기도 성남시 수정구 양지동 212, 전화: 031-748-9371, E-mail: acsik@eulji.ac.kr

하에서 적용된 금속판은 골의 장축에 대한 압박력으로 작용된다.

내고정술은 금속판을 골 결손 부위에 적용시키도록 하여 양측 골편을 지지하고 적절한 정렬상태로 유지하도록 하는 기능을 가지며 초기에 완전한 기능적 부하를 할 수 있게 해준다(Perren SM and Cordey J, 1980). 또한 금속판은 영상장치를 통해 안정성을 쉽게 확인할 수 있게 해준다.

내고정물을 선택하기 전에 여러 가지 측면들이 고려되어져야 한다. 일반적으로 내구성이 강하고, 쉽게 부러지지 않고 변형성이 좋은 스테인리스가 적용된다. 스테인리스는 전기화학적으로 불활성이어서 생물학적으로 우수하여 티타늄보다 선호되는 경향이 있다. 지금까지 골절시술에 사용되어 오던 인공관절시술이나 해부학적 금속 고정재료의 사용은 골에 정확하게 들어 맞는 금속 고정재가 없어 시술 시에 어려움이 있었다(Nunamaker DN and Perren SM, 1976; Von Arx Ch, 1975). 특히 인공관절치환술의 경우 골의 골수강 내에 삽입하는 두꺼운 금속재료에 금속 고정재료를 고정시킬 때 사용하는 나사를 삽입하지 못하는 불편함이 있어 일반 케이블을 감아 고정력을 부여할 수밖에 없는 실정이다(Ruedi T. P, 2000).

본 연구는 이러한 기존의 대퇴부 골절에 적용하는 내적 고정 방법의 단점을 보완하고 해부학적으로 대퇴부 골절에 안정된 방법으로 적용될 수 있는 금속판을 설계하였다(Hansmann H, 1986).

2. 재료 및 연구 방법

2.1 골 금속판의 굴곡 평가 특성

2.1.1 골 금속판의 굴곡 곡선

금속판은 강도나 강성을 통하여 굴곡의 특성을 확인할 수 있으며 표현되는 변위(Displacement)와 부하 값에 따라 변형되는 포인트 점을 잡아 굴곡 시 적용하중을 평가할 수 있다. 그림 1은 골 금속판의 굴곡 곡선을 나타낸 것이다. 이 곡선에서 포인트 B는 0.2%의 상쇄변위(offset displacement)이다. 이 지점은 중앙하중지름 거리에 대한 영구적인 변형에 대한 동일성과 같다. 포인트 D는 굴곡강도로서, 골 금속판의 굴곡 운동에 대한 골 금속판의 0.2% 상쇄변위에서 실험 시 발생되는 지점이며 포인트 P로도 사용된다.

굴곡구조강성(bending structure stiffness)은 골 금속판과 검사구성으로부터 한 주기(cycle)의 굴곡으로 결정되며 굴곡강성(bending stiffness)은 곡선의 기울기(slop, O−m) 간의 하중에 대한 직선 탄성부분의 최대 기울기와 측정 시 하중 포인트 곡선간의 금속판에 대한 굴곡강성이다.

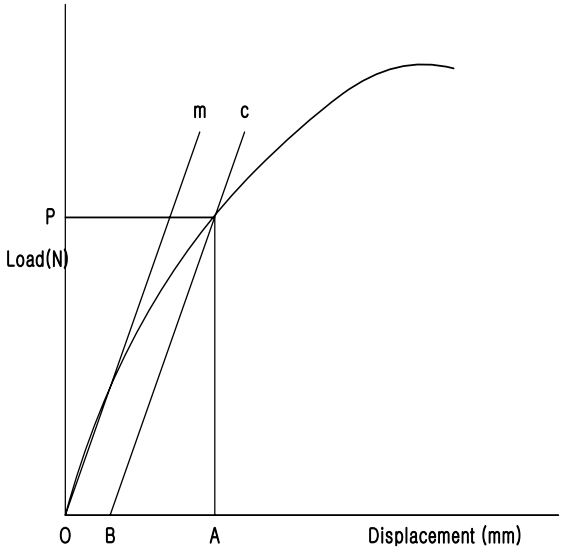

그림 1. 골 금속판의 굴곡 곡선

굴곡에서 최대하중에 대한 골절하중(fracture loading) F_{max}는 골 금속판 굴곡 시 적용하중시간으로 표시되고 입증하중(proof loading) P는 하중의 B−C에 대한 하중점변위 곡선간의 관계로서 내선에 대한 적용하중이다. 입증점변위(proof point displacement)는 포인트 A에서 나타난 것 같이 골 금속판의 굴곡강도에 연관된 하중점변위로 나타낸다(S.M. Perren, J. et al., 1992). 따라서 처리과정을 통하여 그림 1의 하중점변위 곡선과 직선 간에 최적의 실험 값을 나타낼 수 있다.

골 금속판의 굴곡강성을 측정하기 위해 그림 2에서 나타난 형태의 하중과 위치를 통하여 구성하고, 골 금속판의 굴곡구조강성을 식(1)과 같이 계산한다.

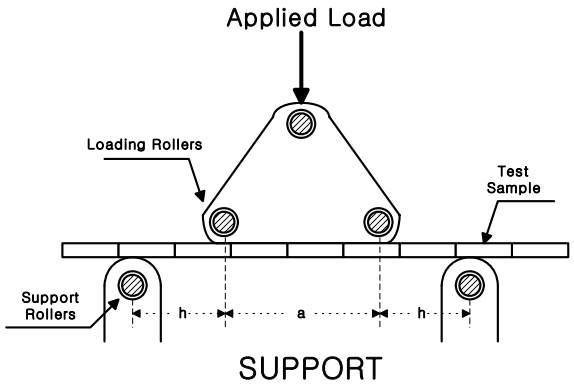

그림 2. 골 금속판의 굴곡구조강성 개요도

$$EIc=(2h+3a)kh^2/12 \quad \text{---------- (1)}$$

[EIc: 중앙지역거리 평균값, h: 하중지름거리, a: 중앙지름거리, k: 굴곡강성]

0.2%의 상쇄변위는 q=0.002 × a의 관계이며 a는 중앙지름거리이다. OB는 q값과 동일한 상태에서 하중에 대한 하중점변위 간의 무게로 표시하고, 그림 1에서 BC선은 Om과 평행하게 그려 골 금속의 굴곡강도를 식(2)과 같이 계산한다.

$$\text{Bending strength} = Ph / 2 \quad \text{---------- (2)}$$

[Ph: 입중하중]

2.1.2 골 금속판의 굴곡 피로 특성

골 금속판의 굴곡에 대한 피로 특성의 산출은 측정기구를 사용하여 계산하는데 일반적으로 피로의 형태를 특성으로 최대 굴곡모멘트 수준(level)의 정도를 나타내며, 경향 M-N 다이아그램의 실패(failure)포인트 최대모멘트로 발생되는 도면(plot)에서 굴곡선의 수로 결정된다. 최대모멘트는 적용굴곡 모멘트가 부과된 굴곡선의 하중 주기 동안 최대 대수적 값으로서, 만약 골 금속 견본의 표면에 인장강도로 나타내는 점을 확인하여 외부에서 제공된 롤로와의 접촉에 의해서 긍정적(positive)인 반응과 압축응력에서 부정적(negative)형태로 발생된다. Perren, J. et al.(1992)이 주장한 10^6 사이클에서 피로강도는 주어진 R-비율에 10^6 하중 사이클로 예상됨으로 주어진 견본의 50%인 최대모멘트로 평가할 수 있다(S.M. Perren, J. et al., 1992).

최소모멘트는 적용굴곡 모멘트가 하중 주기 동안 최소 대수적 값으로서, 골 금속 견본의 표면에 인장강도로 나타내는 점을 확인하여 외부에서 제공된 롤로와의 접촉에 의해 긍정적으로 나타나면 압축응력은 부정적으로 발생한다. R-비율은 피로 사이클의 하중 파라미터의 최대치와 최소치에 연관된 항목으로 식(3)과 같다.

$$R = \text{Minimum moment} / \text{Maximum movement} \quad \text{-- (3)}$$

이에 따라, 피로강도 측정(failure strength testing) 프로그램은 측정에 따라 총계로 계산되며, N주기에 대한 피로강도로 결정된다.

2.1.3 축성압박과 염력(torque)사이의 관계

축성압박과 염력(torque)의 관계에서 염력의 한계는 최적 축방향의 힘(optimum axial force)이 요구되며, 염력은 물질적으로 미리 설치된 상태로 정의되어 골(Bone)의 기계적인 특성이 치밀피질로부터 연부 해면골까지 정의됨으로 Cordy et al.(1977)는 수술 시 염력의 최적 값을 고려하여 나사의 축 방향의 힘을 나타내야 한다고 하였다(그림 3).

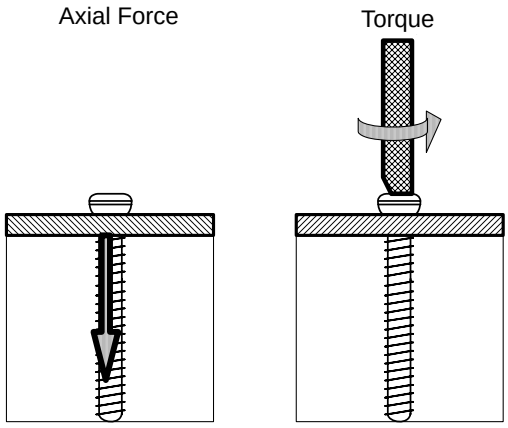

그림 3. 축성압박과 토크에 대한 개요도

2.2 실험 방법

시험구성은 한국산업기술시험원(korea testing & research institute laboratory)에서 ISO 9585-1990 4점 굴곡 시험(4-points bending test, 의규 기294-1862호 tension test)의 규정으로 시험하였다(그림 4). 평가 방법은 굴곡항목의 시험법인 ISO-9585의 기준에 따라 평가항목을 설정하여 평가지표로 삼았고 내부식 방법은 염수분무실험을 사용하여 처리하였다.

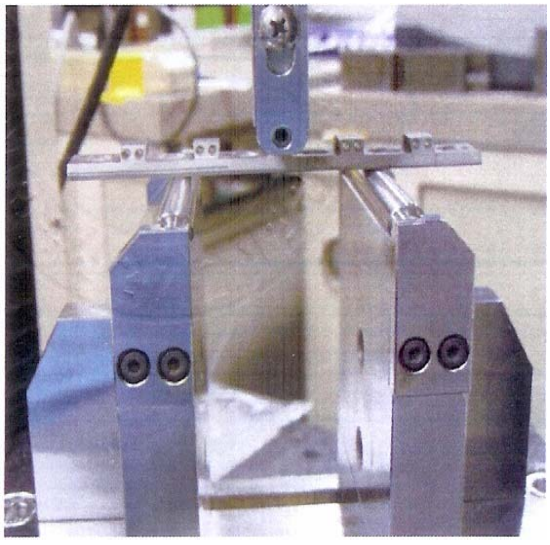

그림 4. ISO 9585-1990 4점 굴곡 시험 장비

3. 연구결과

3.1 장형 금속판 시스템 제작

3.1.1 장형 금속판 시험 방법

장형 금속판의 굴곡구조강성은 식(1)에서 계산되어진 하중 값으로 나타내었고, 그림 5의 굴곡구조강성 실험을 통하여 하중 값을 측정하였다.

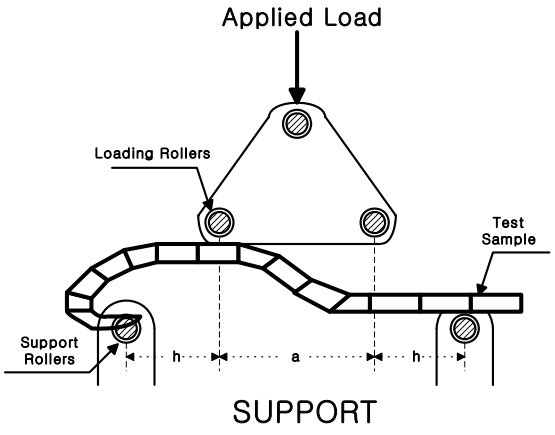

그림 5. 장형 금속판의 굴곡구조강성 개요도

3.1.2 장형 금속판의 강도 평가 곡선

변위에 대한 하중 값을 비교한 결과 0.2%의 상쇄변위 시험 시 발생되는 골 금속판의 강도가 point A에서 일치되는 점을 확인하였다. 표 1과 그림 6에서 나타난 값과 같이 11,000(N)상에서 최적 값이 측정되었다.

3.1.3 장형 금속판 의 굴곡각도

장형 금속판의 굴곡 정도를 알아보기 위해 5개의 면에 굴곡을 주어 굴곡각도를 알아보았다. 굴곡각도에 따라 강도 값을 평가할 수 있었고, 그림 7에서 나타난 것과 같이 굴곡각도가 15°, 82.87°, 25.26°, 82.87°, 15.54° 등 구역에 따라 조각으로 구성된 골 금속판이 한 개의 골 금속판으로 형성되었다(표 2).

3.1.4 장형 고정 금속판시술 후 결과

대퇴골에 장형 고정 금속판을 이용한 시술 후 장면은 그림 8과 같다. 외각의 각도를 확인한 결과 번호 1에 15°, 번호 2, 4, 5, 7, 8, 9, 10번은 82.87°로 동일한 각도로 측정되었다. 굴곡 면은 내각인 번호 3이 25.26°, 번호 6은 3.68, 번호 9는 15.64로 나타났다. 내각 중에 최대 굴곡부위는 3번으로 내각의 변화치가 크게 나타났다(Trader JE, Johnson RP., 1979; Rhn BA et al., 1978; Matter et al., 1997).

표 1. 각 장형 금속판에서 측정된 하중 값

(N)

Displace-ment	Load (N)	Long Plate	Displace-ment	Load (N)	Long Plate	Displace-ment	Load (N)	Long Plate
0	0	0	26	4040	10750	50	5670	13660
2	400	1200	27	4100	11000	52	5720	13730
4	800	2400	28	4220	11400	54	5760	13780
6	1200	3500	30	4300	11650	56	5790	13810
8	1550	4500	32	4480	11950	58	5800	13820
10	1900	5500	34	4640	12210	60	5790	13810
12	2200	6350	36	4830	12450	62	5760	13780
14	2500	7200	38	4970	12670	64	5720	13730
16	2800	7950	40	5100	12890	66	5670	13660
18	3050	8650	42	5320	13090	68	5720	13560
20	3300	9300	44	5430	13270	70	5670	13430
22	3550	9900	46	5530	13430	72	5610	13270
24	3820	10400	48	5610	13560	74	5530	13090

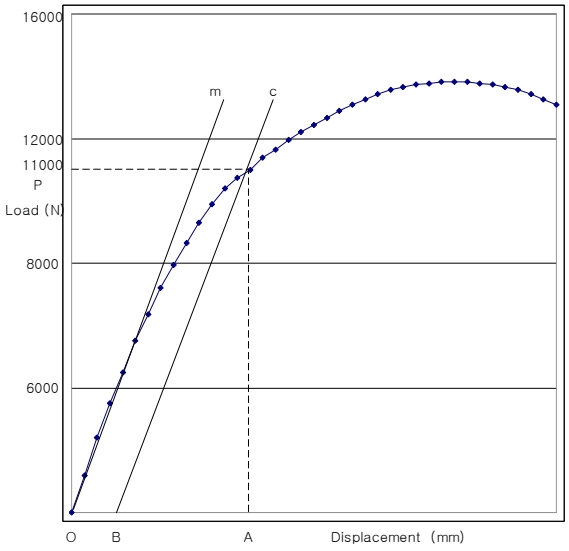

그림 6. 장형 금속판의 굴곡 곡선

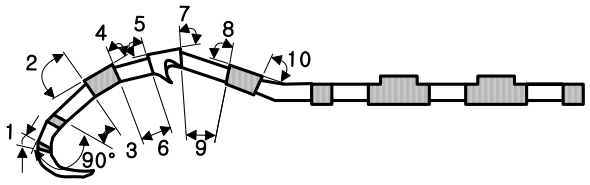

그림 7. 장형 금속판의 굴곡 곡선 개요도

표 2. 각 장형 금속판에서 측정된 굴곡각도

(°)

번호	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
각도	15	82.87	25.26	82.87	82.87	3.68	82.87	82.87	15.54	82.87

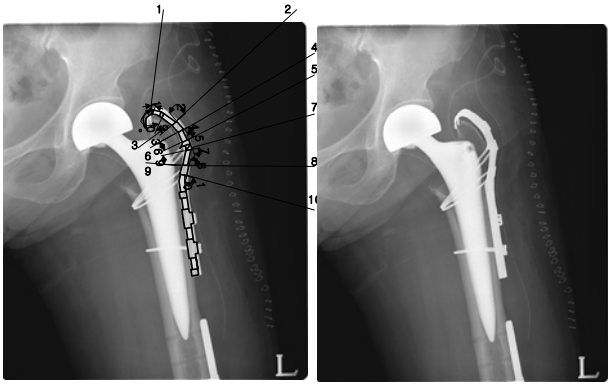

그림 8. 장형 고정 금속판의 방사선 사진과 금속판 각도

3.2 단형 금속판 시스템 제작

3.2.1 단형 금속판 시험 방법

단형 금속판의 굴곡구조강성은 식(1)에서 계산되어진 하중 값으로 나타내었고, 그림 9에서 보여준 굴곡구조 강성 실험을 통하여 하중 값을 측정하였다.

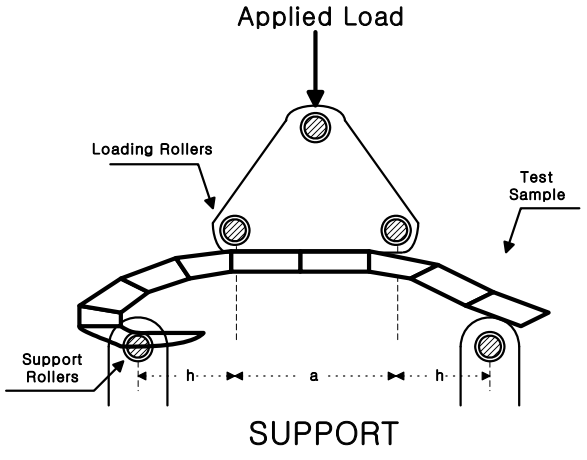

그림 9. 단형 금속판의 굴곡구조강성 개요도

3.2.2 단형 금속판의 강도 평가 곡선

변위에 대한 하중 값을 비교한 결과 0.2%의 상쇄변위 시험 시 발생되는 골 금속판의 강도가 point A에서 일치되는 점을 확인할 수 있었다. 표 3과 그림 10에서 나타난 값과 같이 6,525(N)상에서 최적 값이 측정됨을 알 수 있다.

표 3. 각 단형금속판에서 측정된 하중 값

(N)

Displace-ment	Load (N)	Short Plate	Displace-ment	Load (N)	Short Plate	Displace-ment	Load (N)	Short Plate
0	0	0	26	4040	6200	50	5670	8980
2	400	500	27	4100	6526	52	5720	9040
4	800	1000	28	4220	6850	54	5760	9080
6	1200	1500	30	4300	7200	56	5790	9100
8	1550	2000	32	4480	7530	58	5800	9110
10	1900	2500	34	4640	7810	60	5790	9100
2	2200	3000	36	4830	8050	62	5760	9080
14	2500	3500	38	4970	8250	64	5720	9040
16	2800	4000	40	5100	8430	66	5670	8980
18	3050	4500	42	5320	8590	68	5720	8900
20	3300	5000	44	5430	8720	70	5670	8820
22	3550	5400	46	5530	8820	72	5610	8720
24	3820	5800	48	5610	8900	74	5530	8590

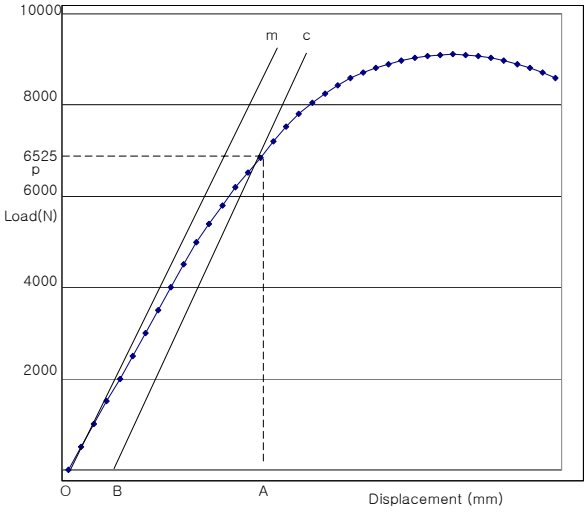

그림 10. 단형 금속판의 굴곡 곡선

3.2.3 단형 금속판의 굴곡각도

단형 금속판의 굴곡을 위해 5개 면에 굴곡을 주어 굴곡각도를 나타냈다. 굴곡각도에 따라 강도 값을 평가할 수 있었다. 그림 11에서 나타난 것과 같이 굴곡각도가 15°, 82.57°, 25.26°, 3.68°, 15.54°의 구역에 따라 조각으로 구성된 골 금속판이 한 개의 골 금속판으로 형성되었다(표 4).

3.2.4 단형 고정 금속판시술 후 결과

대퇴골에 단형 고정 금속판을 이용하여 시술한 후 장면을 그림 12를 통해 확인할 수 있고 외각의 각도를 확인한 결과 번호 1에서 15°, 번호 2, 4, 5, 7, 8, 9, 10번은 82.87°

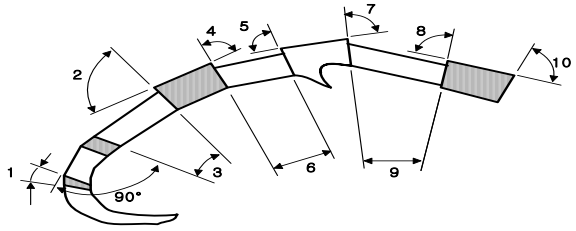

그림 11. 단형 금속판의 굴곡 곡선 개요도

표 4. 각 단형 금속판에서 측정된 굴곡 각도

(°)

번호	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
각도	15	82.87	25.26	82.87	82.87	3.68	82.87	82.87	15.54	82.87

로 동일한 각도로 측정되고, 굴곡 면은 내각인 번호 3은 25.26°, 번호 6은 3.68, 번호 9는 15.64로 나타났다. 내각 중에 최대굴곡부위는 3번으로 내각의 변화치가 크게 나타났다(Trader JE, et al., 1979; Rahn BA. et al., 1978; Matter T. et al., 1997).

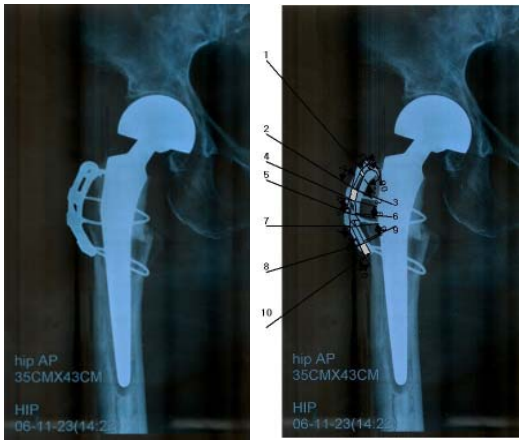

그림 12. 단형 고정 금속판의 방사선 영상과 금속판의 각도

4. 고 찰

고정용 골 금속판을 구성하고 평가하기 위해 금속판의 굴곡강도와 강성을 ISO규격에 따라 결정하였으며, 주요 파라메터를 설정하기 위해 강성은 가해진 부하와 이에 대한 변형의 관계로 정의 하였다. 골의 골절은 골 강성의 연속성의 상실로 볼 수 있으며, 이것을 해결하기 위해 골 유합술(osteosynthesis)을 시행하여 골의 강성을 복원시켜준다. 골 유합술은 골의 강성을 일시적으로 복원하는 것으로 골절 치유에 이러한 골 유합술은 영구적으로 사용된다.

금속판에 사용되는 나사압축 기술의 특징을 보면, 지연나사(lag screw)는 나사산이 나사머리에 가까운 피질 골 내에서 맞물리지 않는 상태에서 fully threaded 나사가 지연나사로 사용할 수 있도록 하고, 가까운 피질 골에 나사산의 외경보다 약간 큰 직경의 틈새가 있는 활강구멍(gliding hole)을 뚫어 주어 경사진 나사산이 축 방향의 힘을 지탱해 줌으로 나사머리가 골 표면에 고정하는 역할을 한다.

금속판나사(plate screw)는 골과 금속판 사이에 압축으로 고정되고, 굴절의 압축은 골 표면을 따라 금속판에 미끄러지는 것을 예방해주고, 골과 금속판이 한 쌍으로 매우 견고한 변위를 갖게 해준다.

대체적으로 Cordey J. et al.(1977)과 Bluemlein H. et al.(1977)의 생체실험에서 지연나사를 사용하여 골절 면에서 잡아당기는 압박의 힘은 2,500N으로 나타났다. 최적압박은 골과 나사 사이에 보존량을 비교할 경우에 압축의 가장 큰 양을 찾아 최적치의 압박으로 설정한 결과 장형 금속판의 금속판의 경우 압박에 대한 굴곡강도는 11,000N이었고, 단형 금속판의 금속판은 6,525N로 나타났다.

그림 13은 대퇴골의 정면에서 장형 금속판을 시술한 후 측(lateral) 방향에서 굴곡형태를 촬영한 것이고, 굴곡각도에 맞추어 방사선 영상의 상태를 측정한 결과이다. 각도에 따른 변화로 외각의 각도를 확인한 결과 번호 1에 15°, 번호 2, 4, 5, 7, 8, 9, 10은 각각 82.87°로 동일한 각도로 측정되었고, 굴곡 면은 내각인 번호 3은 25.26°, 번호 6은 3.68, 번호 9는 15.64로 나타났다.

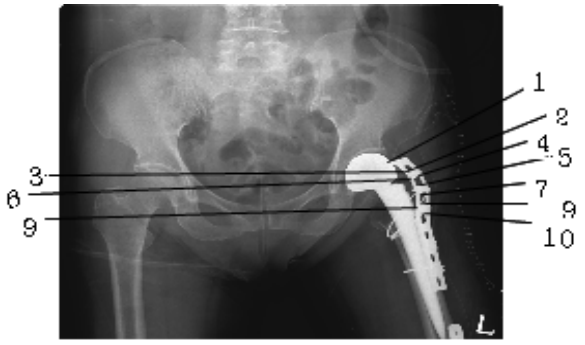

그림 13. 장형 고정 금속판 방사선 영상과 시상면에서의 각도

금속판은 곡선부만 있는 단형(short plate type)과 밑부분이 달려있는 장형(long plate type) 두 가지가 있다. 곡선부만 있는 단형의 경우 전체적인 대퇴골의 프로파일(profile)이 낮아 사용상 전혀 문제가 없었으나, 금속판이 달려있는 장형의 경우 슬리브(sleeve)의 일체형으로 구성할

수 있고, 단형인 경우 부분적으로 사용하도록 되어 있다. 앞으로 프로파일이 약간 높여서 슬리브를 금속판에 최대한 밀착시키는 방향으로 설계가 진행되어야 할 것이다.

5. 결 론

금속판의 제작에 따른 굴곡강도와 강성을 평가하는 방법으로 ISO규격을 기준으로 진행되었다. 0.2% 상쇄변위와 평형한 직선을 굴곡 곡선과 일치하게 나타내어 접근되는 포인트 P점을 최대하중에 부여하는 굴곡 점으로 적용하였다. 장형 금속판의 골 금속판의 굴곡강도는 11,000N이었고, 단형 금속판의 굴곡강도는 6,525N이었으며, 골 금속판의 골편 간 압박을 주는 인장강도는 각각 1573N, 1539N 정도였다.

수술 시 대퇴골에 부착한 장형 고정 금속판과 단형 고정 금속판의 방사선 영상상태를 측정하여 시술 후 결과로 나타낸 굴곡각도를 방사선 영상으로 비교 분석하여 측정한 각도 변화는 외각이 번호 1에 15°, 번호 2, 4, 5, 7, 8, 9, 10에서는 각각 82.87°로 동일한 각도로 측정되었고, 굴곡 면은 내각 쪽으로 번호 3에서 25.26°, 번호 6에서 3.68, 번호 9에서는 15.64로 나타났다. 결론적으로 대퇴골에 장착된 금속판이 방사선 사진 상에 원형 그대로 유지되어 있는 상태로 유지되었다.

본 연구결과로 고관절 임플란트(hip implant)의 교정 대상(revision case)에 보완 역할과 대퇴골 경 골절의 압박 고관절 나사(compression hip screw)의 경우에도 대퇴골의 대전자부 곡선형 금속판인 곡선부에 영향을 미치고 있다. 프로파일이 약간 높아져서 슬리브를 금속판에 최대한 밀착시키는 방향으로 앞으로 설계가 진행될 예정이다.

참고 문헌

Bluemlein, H., Cordey, J. and Schneider, U., *et al*. Langzeitmessung der Axialkraft von Knochenschrauben in vivo. Med Orthop Tech, 97(1), 17-19, 1977.

Cordey, J., Widmer, W. and Rohner, A., *et al*. Dosierung des Drehmoments beim Einsetzen von Knochenschrauben. (Experimentelle Studie an Kortikalisschrauben mit Hilfe elektronischer Drehmomentschraubenzieher). Z Ortbop, 115, 601-602, 1977.

Hansmann, H., Eine neue Methode de Fixierung der Fragmente bei complizirten Frakturen. Verhandl. Deutsche Gesellsch fur Chir 15, 134-137, 1979.

Matter, T., Rahn, B. A., Cordey, J., Mikuschka-Galgoczy, E. and Perren, S. M., Die Beziehung zwischen Rontgendichte und maximal erreichbarer Axialkaraft von AO-Schrauben im Knochen. Unfallheikunde 80, 165-167, 1977.

Nunamaker, D. N. and Perren, S. M., Force measurements in screw fixation. J Biomechanical 9, 669-675, 1976.

Perren, S. M., Cordey, J., Baumgart, F., Rahn, B. A. and Schatzker, J., Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. International Journal of Orthopedic Truma, 2, 31-48, 1992.

Perren, S. M. and Cordey, J., The concept of interfragmentary strain. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1980.

Rahn, B. A., Matter, T., Mikuschka-Galgoczy, E., Ziegler, W. J., Cordey, J. and Perren, S. M., Relationship between radiological density, hardness, holding power of screws, and microscopic structure in human cortical bone. In: Asmussen E, Jorgensen K (Eds). Biomechanics VI-B. Baltimore, University Park Press, 274-280, 1978.

Ruedi, T. P. and Murphy, W. M., AO Principle of Pracure Management, 2nd ed., Theime Stuttgart New York, 2000.

Schatzker, J., M.E. Muller-on his 80th Birthday. AO Dialogue, 11(1): 7-12, 1998.

Trader, J. E., Johnson, R. P. and Kalbfeich, J. H., Bone-mineral content, surface hardness, and mechanical fixation in the human radius. J Bone Joint Surg(Am) 61, 1217-1220, 1979.

Von Arx Ch. Schububertragung durch Reibung bei Plattenosteosynthese. AO Bulletin, MD Thesis, Basel, 1975.

◐ 저자 소개 ◑

❖ 김 정 래 ❖ jikim@eulji.ar.kr
연세대학교 의공학과 박사
현 재: 을지대학교 보건과학대학 의료공학과 교수
관심분야: 의공학, 생체계측통신

❖ 안 창 식 ❖ acsik@eulji.ac.kr
아주대학교 의과대학 박사
현 재: 을지대학교 보건과학대학 물리치료학과 교수
관심분야: 기능해부, 임상운동학

❖ 서 병 도 ❖ oksbd@naver.com
용인대학교 물리치료학 박사
현 재: 경운대학교 보건복지대학 물리치료학과 교수
관심분야: 인체공학, 생체전기

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2008년 04월 11일
논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2008년 05월 26일
논문게재승인일 (Date Accepted) : 2008년 05월 26일