

골 접촉 곡선형 금속 고정 시스템 구현

김 정 래*

Implementation of curved type a metallic plate system at the Bone contact

Jeong Lae Kim *

요 약

본 논문은 정형외과영역인 대퇴부에 고정하여 사용하는 금속판으로 골 고정 골절치료를 유효하게 할 수 있도록 구성하였는데, 사용되는 치료방법은 견고하고, 안정적이며, 역동적인 생물학적 금속판으로 고정 골수강 내 고정술을 적용되도록 견고한 골접촉 곡선형 시스템을 분석하였다. 금속판은 두 가지 유형으로 장형과 단형으로 구성되고, 금속판의 굴곡이 구조적이고 기하학적으로 경성 및 강도가 고루 분포하도록 최적화 하였다.

장 플레이트의 골접촉에 따른 곡선형으로 굽힘강도는 11,000N 이고, 단 플레이트의 골접촉에 따른 곡선형으로 굽힘강도는 6,525N 이며, 금속판에 골편간 압박을 주는 인장강도는 1573N/m², 1539N/m² 정도이다. 금속판은 곡선부와 금속판부의 두 가지 부분으로 나뉘어져 있는데, 곡선부만 있는 단형과 밑 부분의 금속판이 달려있는 장형으로 진행되며, 곡선부의 단형은 전체적인 Profile이 낮고, 금속판이 달려있는 장형은 슬리브의 일체형으로 Profile보다 약간 높아져서 있다.

본 논문의 결과로 제공되는 것은 Hip Implant의 Revision case에 있어 보완뿐만 아니라 Hip Neck Fracture 경우에 사용되었던 Compression Hip Screw의 사용이 가능할 것으로 예상된다.

Abstract

This study was developed the metallic plate for fixation in the femur fracture for the orthopedic region and rigid fixation with plates has a firm place in fracture treatment. Most plates can be used for rigid as well as biological and dynamical fracture fixation. The device's designation and sizing has a specific with bending structural stiffness and strength, known meaning that is reliable regardless of the plate by the short type and long type. Short plate have a wrapping of femur and long plate have to preserve a pole of femur. 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. The tensile stress through to press a plate is 1573N/m² and 1539 N/m². 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.

▶ Keyword : Bending strength, R-ratio, Metallic plate, Tensile stress, Femur fracture

• 제1저자 : 김정래
• 접수일 : 2007. 10.3, 심사일 : 2007. 10.23, 심사완료일 : 2007. 11.13.
* 을지대학교 보건과학대학 의료공학과

I. 서론

인간이 일상생활을 통하여 육체적 활동을 활발하게 하고 신체적 활동을 통하여 적극적으로 왕성한 육체적 운동을 통하여 건강한 삶을 유지한다. 인체를 지탱하는 근본적인 구조는 뼈의 기능이 중요한 부분을 차지하고 있고, 사고나 질병에서 뼈의 골절이 발생할 경우 골절치료의 대부분 석고고정이나 견인과 같은 방법을 하고 있지만 그 효능은 높지 않은 실정이고, 골절에 대한 관철적인 내 고정에 대한 가치가 높아지는 실정이다. 따라서 정형외과영역에서는 이러한 대체 기구로 대퇴부의 대전자부에 걸쳐 고정력을 부여하고 케이블을 고정 금속판의 구멍 속으로 넣은 다음 우그러뜨리거나 나사로 눌러 고정시켜 주는 형태로 사용되는데 대전자부의 골절, 인공관절 치환술[3,4]에서 고정력 부여 및 Hip head에서의 골절 등 다양한 용도로 사용할 수 있는 기구가 필요하다.

골절이나 질병 발생 시 인공관절시술이나 해부학적 금속 고정재료를 사용하여 골절치료를 하는 시술이 오래전부터 시술되어 왔으나, 뼈에 정확하게 들어맞는 금속고정재가 없어 시술 시에 어려움이 있고, 또 인공관절치환술의 경우 뼈의 골수강 내에 두꺼운 금속재료[10]가 들어가 일반적으로 금속고정재료를 고정시킬 때는 사용하는 나사를 사용 못하는 경우 일반 케이블(8,9)을 감아 고정력(12,14)을 강화시켰고, 이를 임상인 방법을 사용하여 X-ray 촬영[15,16]을 통한 확인을 시도하였다.

본 연구에서는 해부학적으로도 안정되게 뼈에 잘 고정되고, 그 고정방법에 있어서도 편리한 소성변형 방법을 취할 수 있으며 대퇴부 골절에 고정시켜 사용이 가능한 금속판을 설계하였다.

II. 관련 연구

2.1 이론적 배경

고정용 금속판을 구성하기 위해서는 금속판의 굴곡강도(Bending Strength)와 강성(Stiffness)을 ISO 규격에 따라 결정하며, 주요 파라미터로 강성(Stiffness)은 가해진 부하와 이에 대한 변형의 관계로 정의 되고, 뼈의 골절은 골강성의 연속성의 상실로 볼 수 있으며, 골 유합술(Osteosynthesis)은 뼈의 강성을 일시적으로 복원하는 것으로 골절 치유에 이것을 영구적으로 사용된다.

2.2 뼈 금속판 의 굴곡 곡선

금속판은 강도나 강성을 통하여 굴곡(Bending)의 특성을 확인하며 표현되는 변위와 부하 값에 따라 변형의 포인트 점을 잡아서 굴곡 시 적용하중을 평가하게 된다. 따라서 포인트 B는 0.2%의 상쇄변위(offset displacement)로써 중앙하중 지름거리에 대한 영구적인 변형에 대한 동일성과 같고, 포인트 D는 굴곡강도(Bending Strength)로 뼈 금속판의 굴곡(Bending) 운동에 대한 뼈 금속판(Bone Plate)의 0.2%의 상쇄변위(offset displacement)에서 실험 시 발생하는 시점이며 포인트 P로도 사용한다.

또한 굴곡구조 강성(Bending Structure stiffness)는 뼈 금속판(Bone Plate)과 검사 구성으로부터 한 싸이클의 굴곡으로 결정되며, 굴곡강성(Bending stiffness)은 곡선의 기울기(slop, O-m)간의 하중에 대한 직선의 탄성부분(elastic portion)의 최대 기울기와 측정 시 하중 포인트 곡선간의 금속판에 대한 굴곡강성이다.

굴곡에서 최대하중에 대한 골절 하중(Fracture loading) F_{max} 는 뼈 금속판 굴곡 시 적용하중 시간으로 표시되고, 입증하중(Proof loading) P는 하중의 B-C에 대한 하중점 변위 곡선간의 관계로 내선에 대한 적용하중이며, 입증 점 변위(Proof point displacement)는 포인트A에서 나타난 것 같이 뼈금속판 굴곡강도에 연관된 하중 점 변위(Load-point displacement)[1]로 나타낸다.

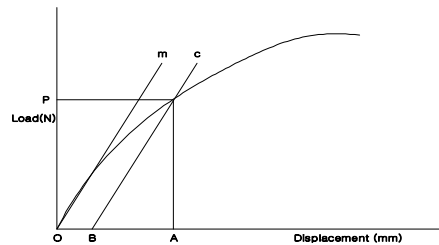


그림1. 금속판 굴곡곡선

Fig.1 Schematized diagram of the Bending curve of Bone plate

따라서 처리과정을 통하여 <그림1>의 하중 점 변위 곡선(Load-point displacement)과 직선 간에 최적 Testing 값을 그릴 수 있다.

뼈금속판의 굴곡강성을 측정[3,7]하기 위해 <그림2>에서 나타난 형태의 하중과 위치를 통하여 구성하고, 뼈금속판의 굴곡구조 강성(Bending Structure stiffness)을 식(1)과 같이 계산한다.

$$EIc = \frac{(2h + 3a)Kh^2}{12} \dots\dots\dots (1)$$

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

0.2%의 상쇄 변위의 계산을 측정하기위해 $q=0.002 \times a$ 의 관계이며 a는 중앙지름거리이다. OB는 q값과 동일한 상태에서gc 하중에 대한 하중점 변위 간의 무게로 표시하고, BC 선은 Om 과 평행하게 그려서 뼈 금속의 굴곡강도(Bending Strength)를 식(2)과 같이 계산한다.

$$\text{Bending Strength} = \frac{Ph}{2} \dots\dots\dots (2)$$

[Ph: 입증하중, h: 하중지름거리]

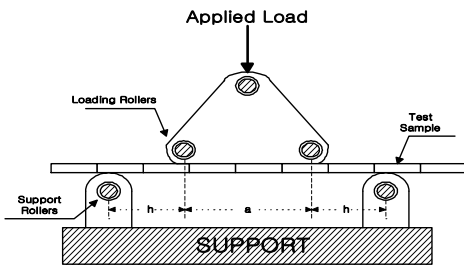


그림2. 뼈금속판의 굴곡구조 강성
Fig.2 Schematized diagram of the Bending Structure stiffness

2.3 뼈 금속판의 굴곡 피로 특성

금속판의 굴곡에 대한 피로특성을 산출하기위해 M-N 다이아그램에서 실패(failure) 포인트에서 최대 모멘트(Maximum moment)의 도면(plot) 대한 사이클 수로 결정 되고, 최대 모멘트(Maximum moment)는 적용 굴곡 모멘트가 하중 사이클 동안 최대 대수적 값으로 골 금속 건본의 표면에 인장강도(Tensile stress)로 나타내는 점을 확인하여, 외부에서 제공된 물로와의 접촉에서 긍정적(positive)으로 나타나면, 압축 응력은 부정적(Negative)으로 발생한다. 106 사이클(Cycle)에서 피로강도는 주어진 R-비율에 106 하중 사이클로 예상됨으로 주어진 건본의 50% 인 최대 모멘트로 평가[1]을 할 수 있다.

최소 모멘트(Minimum moment)는 적용 굴곡 모멘트가 하중 사이클 동안 최소 대수적 값으로 골 금속 건본의 표면에 인장강도(Tensile stress)로 나타내는 점을 확인하여, 외부에서 제공된 물로와의 접촉에서 긍정적(positive)으로 나타나면, 압축 응력은 부정적(Negative)으로 발생한다..

R-비율은 피로 사이클의 하중 파라미터의 최대치와 최소치에 연관된 항목으로 식(3)과 같다.

$$R = \frac{\text{Minimum Moment}}{\text{Maximum Moment}} \dots\dots\dots (3)$$

이에 따라, 피로강도 측정(Failure Strength Testing) 프로그램은 측정에 따라 총계로 계산되며, N 사이클에 대한 피로 강도로 결정된다.

2.4 나사를 사용한 압축 기술의 특징

2.4.1 지연나사(Lag screw)

지연나사는 <그림3>에서 보여준 것 같이 나사산이 나사머리에 가까운 피질골(cis cortex)내에서 맞물리지 않도록 하여, Fully threaded 나사가 지연나사로 사용할 수 있도록 하고, 가까운 피질골에 나사산의 외경보다 약간 큰 직경의 틈새 있는 구멍(clearance hole) 일명 활강 구멍(gliding hole)을 뚫어 주는 것으로 나사의 경사진 나사산이 축 방향의 힘을 만들면 그 힘의 한 성분이 나사머리골 표면 을 따라 이동시키려 한다.

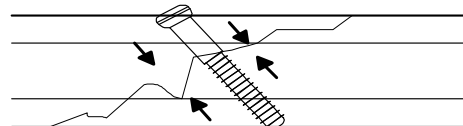


그림3. 뼈와 지연나사의 관계
Fig.3 Schematized diagram of the Bone and Lag screw

2.4.2 Plate screw

나사가 뼈와 플레이트 사이에 제공된 압축으로 고정되고, 굴절의 압축은 뼈 표면을 따라 플레이트에 미끄러지는 것을 예방해주고, 뼈와 플레이트가 한 쌍으로 되어 매우 견고한 변위를 갖고 있다. 이를 위한 <그림4>는 plate screw의 기본 구조이다.

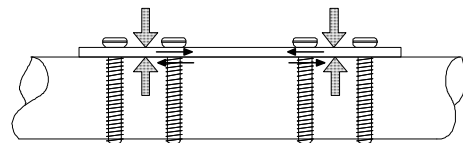


그림4. 뼈와 plate screw와의 관계
Fig.4 Schematized diagram of the Bone and Plate screw

2.4.3 압박의 양의 유지와 최적 압박

대체적으로 압박의 양은 중심에 달리하는 부분에서 압박 힘으로 플레이트에 600N으로 산출할 수 있고, 지연나사를 사용하여 골절 면에서 잡아당기는 압박 힘은 3000N 으로 나타난다. 최적 압박은 뼈와 나사사이에 보존 량을 비교할 경우에 압축의 가장 큰 량을 찾아 최적치의 압박으로 설정한다.

2.4.4 Fully threaded 지연나사의 적용

나사산이 나사머리에 가까운 피질 골(cis cortex)내에서 맞물리지 않도록 하기위해 Fully threaded 나사로 지연나사와 같이 사용되고, 가까운 피질 골(cis cortex)에 나사산의 외경보다 약간 큰 직경의 틈새 있는 구멍(clearance hole) 인 활강구멍(gliding hole)을 뚫어 사용한다.

나사의 경사진 나사산이 축방향의 힘을 만들면 그 힘이 한 성분이 나사머리를 골 표면을 따라 이동시키고, 이러한 상황에서는 축의 직경이 나사산의 외경과 같은 지연나사인 축나사(shaft screw)로 사용되고, 골간뼈(Diaphyseal bone)에서 <그림5>와 같이 Fully threaded 나사를 사용한다.

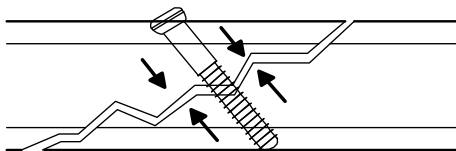


그림5. 뼈와 Fully threaded 지연나사의 관계
Fig.5 Schematized diagram of the Bone and Fully threaded screw

2.4.6 축성압박과 토크사이의 관계

축성압박과 토크의 관계에서 토크의 한계(Limitation)는 최적 축방향의 힘(Optimum axial force)이 요구되며, 토크(Torque)가 물질적으로 preset 상태에서 정의되어, 뼈 물질의 기계적인 properties가 dense cortical부터 soft cancellous bone 까지 정의됨으로 Cordy et al 는 수술시 토크의 최적(Optimum value of torque)을 고려하여 나사의 축 방향의 힘(axial force)을 나타내야 한다고 주장한다<그림6>.

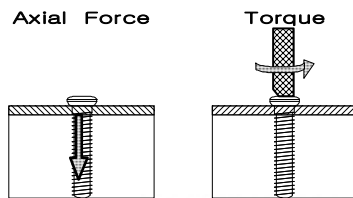


그림6. 축성압박과 토크사이의 관계
Fig.6 Schematized diagram of the Axial force and Torque

III. 실험 및 검토

3.1 시스템 개요

시스템 구성은 두 가지 형태인 내면설계와 외부설계로 구성하였고, 내면설계는 대퇴부의 대전자부 형상을 적용하여 뼈에 밀착시켜주기 위한 부분과 외부설계는 케이블을 이용하여 고정력을 높여주고 그 두께를 필요한 부분에서 낮추어 가볍고 견고하게 설계하였다. 공정도는 제작에 있어 중요한 부분으로 가공에 따른 진행을 보여줄 수 있는 공정도로 구성하며, Long & Short Grip Plate를 사용하여 시술한 후 장면을 X-Ray 사진을 통하여 임상검사를 통하여 대퇴골의 대전자 부위와 플레이트[5,6]의 형상을 확인한다.

3.2 시스템 구성

시스템은 Short Grip Plate 와 Long Grip Plate로 구성하였고, 평가항목에 따라 굽힘 강도, 고정력 및 내부식력으로 주요 성능의 구성도로 하였다. 단위는 굽힘강도(N), 인장강도(N/m2)로 설정하였다.

3.3 평가 방법

평가방법은 굽힘 항목의 시험법인 ISO-9585의 기준 [11,13]에 따라 평가항목을 설정하여, 평가지표로 삼았고 내부식 방법은 염수분무실험을 사용하여 처리하였다.

3.4 Long Plate 시스템 개발

3.4.1 Long Plate 시험 방법

금속판의 굴곡강성을 측정하기위해 <그림7>에서 나타난 것 같이 장 플레이트의 대상으로 하중을 주었다. 금속판의 굴곡구조강성(Bending Structure stiffness)은 식(1)과 같이 계산하여 하중 값을 측정 하였고, h는 하중지름거리이고, a는 중앙지름거리, K는 굴곡강성이다.

$$EIc = \frac{(2h + 3a)Kh^2}{12} \dots\dots\dots (1)$$

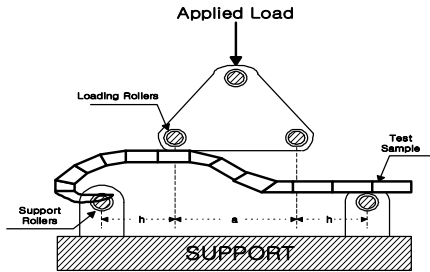


그림7. 장 플레이트의 골곡구조 강성 시험
Fig.7 Schematized diagram of the Bending Structure stiffness of Long Plate

3.4.2 Long Plate 결과 곡선

〈그림8〉에서 보여준 것 같이 변위(Displacement)에서 A 점에 따른 하중에 견디는 포인트 점 P에 대한 측정값이 그래프에서 나타난 것 같이 11,000(N) 으로 측정됨을 확인 할 수 있다. 이것은 0.2%의 상쇄변위(offset displacement) 시험 시 발생하는 금속판의 골곡운동 값으로 결정되어진다.

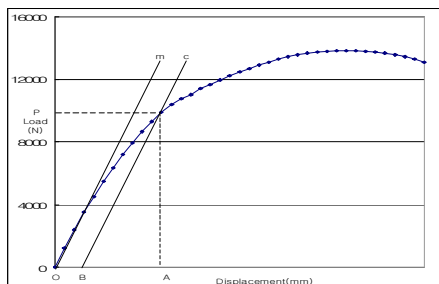


그림8. 장 플레이트의 골곡곡선
Fig.8 Schematized diagram of the Bending curve of Long plate

3.4.3 비교 측정 특성

〈표 1〉은 장 플레이트에 의한 변위(Displacement)와 하중(Load)에 따라 측정값을 구하고, 0.2%의 상쇄변위(offset displacement)가 발생하여 측정 할 수 있는 시점이 11,000N 점에서 하중 값의 포인트 P점으로 측정의 최대 골곡 점으로 산출 되었다.

표1. 측정된 데이터(Long Plate)
Table. 1 Measured data(Long Plate: N)

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

3.5 Short Plate 시스템 개발

3.5.1 Short Plate 시험 방법

금속판의 골곡강성을 측정하기 위해 〈그림9〉에서 나타난 것 같이 단 플레이트의 대상으로 하중을 주었다. 금속판의 골곡구조강성(Bending Structure stiffness)은 식(1)과 같이 계산하여 하중 값을 측정 하였고, h는 하중지름거리 이고, a는 중앙지름거리, K는 골곡강성이다.

$$EIc = \frac{(2h + 3a)Kh^2}{12} \dots\dots\dots (1)$$

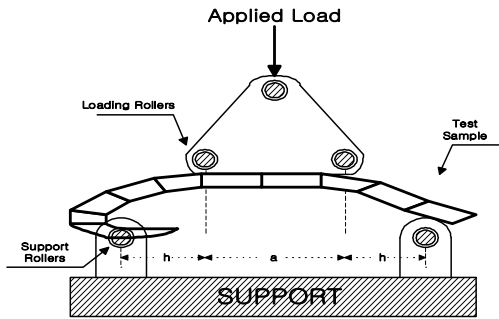


그림9. 단 플레이트의 굴곡구조 강성 시험
Fig.9 Schematized diagram of the Bending Structure stiffness of Short Plate

3.5.2 Short Plate 결과 곡선

〈그림10〉에서 보여준 것 같이 변위(Displacement)에서 A점에 따른 하중에 건디는 포인트 점 P에 대한 측정값이 그래프에서 나타난 것 같이 6,525(N) 으로 측정됨을 확인 할 수 있다. 이것은 0.2%의 상쇄변위(offset displacement) 시험 시 발생하는 금속판의 굴곡운동 값으로 결정되어진다.

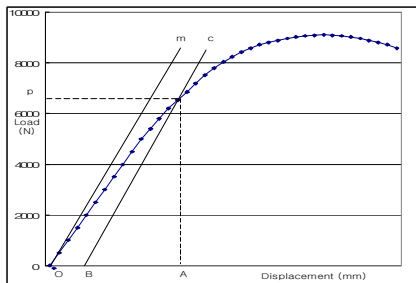


그림10. 단 플레이트의 굴곡곡선
Fig.10 Schematized diagram of the Bending curve of Short plate

3.5.3 비교 측정 특성

〈표 2〉은 단 플레이트에 의한 변위(Displacement)와 하중(Load)에 따라 측정값을 구하고, 0.2%의 상쇄변위(offset displacement)가 발생하여 측정 할 수 있는 시점이 6,525N 점에서 하중 값의 포인트 P점으로 측정의 최대 굴곡 점으로 산출 되었다.

표2. 측정된 데이터(Short Plate)
Table. 2 Measured data(Short Plate: N)

Displacement	Load (N)	Short Plate	Displacement	Load (N)	Short Plate
0	0	0	38	4970	8250
2	400	500	40	5100	8430
4	800	1000	42	5320	8590
6	1200	1500	44	5430	8720
8	1550	2000	46	5530	8820
10	1900	2500	48	5610	8900
12	2200	3000	50	5670	8980
14	2500	3500	52	5720	9040
16	2800	4000	54	5760	9080
18	3050	4500	56	5790	9100
20	3300	5000	58	5800	9110
22	3550	5400	60	5790	9100
24	3820	5800	62	5760	9080
26	4040	6200	64	5720	9040
27	4100	6526	66	5670	8980
28	4220	6850	68	5720	8900
30	4300	7200	70	5670	8820
32	4480	7530	72	5610	8720
34	4640	7810	74	5530	8590
36	4830	8050			

IV. 시스템 제작

4.1 시스템 특성

Long Grip Plate 와 Short Grip Plate 구성하여 임상 시험을 통한 결과를 X-ray 사진을 통하여 검증하였다

4.2 Long Grip Plate 시스템 제작 결과

〈그림11〉은 제작된 형태를 분석하여 뼈의 형상에 맞는 형태로 Long Grip Plate를 설계하였고, 모형 뼈를 대상으로 정확하게 잘 들어맞을 수 있도록 그립플레이트를 설계 제작 하였다.



그림11. 장 클립 플레이트의 사진
Fig.11 The Photographs of the Long Grip Plate

4.3 Long Grip Plate시술 후 결과

본 연구에서 개발된 Long Grip Plate를 이용하여 시술한 후 장면을 보여주었다. X-Ray 사진(그림12)에서 보듯이 환자의 대퇴골의 대전자 부위와 플레이트의 형상이 정확하게 들어맞는 것을 보여주고 있으며 시술 결과가 양호함을 알 수 있다.

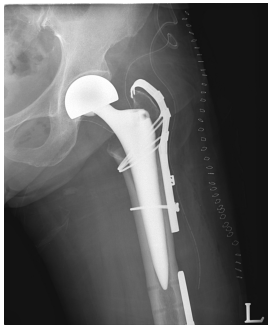


그림12. 장 클립 플레이트의 영상사진
Fig.12 Long Grip Plate Image Picture

4.4 Short Grip Plate시스템 제작 결과

〈그림13〉은 제작된 형태를 분석하여 뼈의 형상에 맞는 형태로 Short Grip Plate를 설계하였고, 그 결과모형 뼈를 대상으로 정확하게 잘 들어맞을 수 있도록 그립플레이트를 설계제작 하였다.



그림13. 단 클립 플레이트의 사진
Fig.13 The Photographs of the Short Grip Plate



그림14. 단 클립 플레이트의 영상사진
Fig.14 Short Grip Plate Image Picture

4.5 Short Grip Plate 시술 후 결과

본 연구에서 개발된 Short Grip Plate를 이용하여 시술한 후 장면을 보여주었다. X-Ray 사진(그림14)에서 보듯이 환자의 대퇴골의 대전자 부위와 플레이트의 형상이 정확하게 들어맞는 것을 보여주고 있으며 시술 결과가 양호함을 알 수 있다.

4.6 Long & Short Grip Plate 결과의 검증

대퇴골의 대전자부 곡선형 금속판은 곡선부와 금속판부의 두 가지 부분으로 나뉘어져 있고, 곡선부만 있는 단형과 밑부분의 금속판이 달려있는 장형의 두 가지로 되었다. 곡선부만 있는 단형의 경우 전체적인 Profile이 낮아 사용상 전혀 문제가 없었으나, 금속판이 달려있는 장형의 경우 슬리브의 일체형으로 구성되었다. Profile이 약간 높아져서 슬리브를 금속판에 최대한 밀착시키는 방향으로 검증이 필요하다.

따라서 강도 유지의 문제를 고려하여 높낮이를 조절할 수 있는 형태로 구성하고 Plate를 확장하여 조절을 확대 할 수 있다.

V. 결 론

뼈 금속판에 대한 굴곡 강도와 간성을 평가하기위해 ISO 규격에 따라 진행하여 굴곡곡선의 최대 포인트점에서 02% 상쇄변위(offset displacement)에서 평형하게 접근 할 수 있는 포인트 P점으로 최대 하중에 부여하는 굴곡 점으로 적용하였다.

실험 결과 치에 따른 내용을 분석하면 장 플레이트의 골 접촉에 따른 곡선형으로 굽힘강도는 11,000N 이고, 단 플

레이트의 골접촉에 따른 곡선형으로 굽힘강도는 6,525N 이며, 금속판에 골편 간 압박을 주는 인장강도는 1573N, 1539N정도임으로 기존의 강도에 비해 좋은 결과가 나오도록 설계하였다.

Long & Short Grip Plate를 이용하여 시술한 후 장면을 확인하였고, X-Ray 사진에서 보듯이 환자의 대퇴골의 대전자 부위와 플레이트의 형상이 정확하게 들어맞는 것을 보여 줌으로 임상실험에서도 문제가 없음을 증명하였다.

향후 본 연구의 결과로 Hip Implant의 Revision case에 있어 보완해주는 역할뿐만 아니라 Hip Neck Fracture의 경우에 사용되어 왔던 Compression Hip Screw의 경우에도 구체적으로 대퇴골의 대전자부 곡선형 금속판은 곡선부와 금속판부의 두 가지 부분으로 설계가 진행될 예정이며, 강도 유지의 문제를 고려하여 높낮이를 조절할 수 있는 형태로 구성하고, FEM 등의 방법을 통하여 검증하고자 한다.

참고문헌

- [1] S.M. Perren, J. Cordey, F. Baumgart, B. A. Rahn, J. Schatzker, Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. International Journal of Orthopaedic Truma, Vol 2, pp.31-48, 1992..
- [2] Trader JE, Johnson RP, Kalbfeich JH. Bone-mineral content, surface hardness, and mechanical fixation in the human radius. J Bone Joint Surg(Am), Vol 61, pp.1217-20, 1979.
- [3] Nunamaker DN, Perren SM. Force measurements in screw fixation. J Biomechanical, Vol 9, pp.669-75, 1976.
- [4] Von Arx Ch. Schubübertragung durch Reibung bei Plattenosteosynthese. AO Bulletin, MD Thesis, Basel 1975.
- [5] Matter T, Rahn BA, Cordey J, Mikuschka- Galgoczy E, Perren SM. Die Beziehung zwischen Röntgendichte und maximal erreichbarer Axialkraft von AO-Schrauben im Knochen. Unfallheilkunde, Vol 80, pp.165-167, 1977.
- [6] Rahn BA, Matter T, Mikuschka- Galgoczy E, Ziegler WJ, Cordey J Perren SM. 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, pp.274-80, 1978.
- [7] Ansell RH, Scales JT. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. J Biomech, Vol 1, pp.279-302, 1968 .
- [8] Bynum D Ledbetter WB, Boyd CL, Ray DR. Holding characteristics of fasteners in bone. Exp Mech, Vol 11, pp.363-9, 1971.
- [9] Schatzker J, Anderson R, Murnahan P. The holding power of orthopaedic screws in vivo. Clin Orthop, Vol 108, pp.115-26, 1975.
- [10] Annual Book of ASTM Standards, Vol 13.01
- [11] Available from International Standards Organization, Rue de Varembe, Case Postale 56, CH-1211, Geneva 20, Switzerland.
- [12] Annual Book of ASTM Standards, Vol 03.01
- [13] Available from America National Standards Institute, 11 W. 42nd St, New York, NY 10036.
- [14] ASTM Committee F-4 on Medical and Surgical Materials and Devices, Originally published as F 382-73, Last previous edition F 382-98a, Published December 1999.
- [15] ASTM Committee F-4 on Medical and Surgical Materials and Devices, Published February 2001. Originally published as F 384-93, Last previous edition F 384-99.
- [16] Hansmann H. Eine neue Methode de Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen. Verhandl. Deutsche Gesellsch für Chir, Vol 15, pp.134-7, 1886.

저자소개



김정래

1983.2 연세대학교 의용전자공학과 졸업
현 재 : 을지대학교 보건의학대학
의료공학과 교수