

골절치료용 체외고정기기 개발을 위한 연구

Development of the external fixator for a bone fracture

윤희열*, 한정수***, 한창수***

* 한양대학교 대학원 기전공학과, *** 한성대학교 기계시스템공학부, *** 한양대학교 기계공학과

Abstract

In this paper, the problems of the external fixator that have developed for a distal radius fracture so far are analyzed, and accordingly, the characterizations, which must have a prototype, are arranged. C-Arm is used. This instrument makes it possible for the real play of the internal body by x-ray permeability. From this data, it is possible to induce important design factors. Finally, a basic mechanism, which has to be applied, is decided, and the Solid Edge program, which uses a 3-D design tool, completes then total instrument design.

Key words : Distal Radius Fracture(원위요골 골절), External fixator(체외고정기구), C-Arm(엑스선 촬영 장비)

1. 서론

원위요골 골절의 치료를 위한 체외고정기기로 대표적인 제품으로 Stableloc (Acumed), Ace-Colles' Fixator (ACE), DynaFix System (EBI), Orthofix 등이 있다.

그러나, 이 제품들은 치료후의 임상결과에 대한 안정성 및 시술의 편리성이 확보 되지 않고 있다. 또한 원위요골 골절 치료용 체외고정기기에 대한 국내의 제품으로 개발된 것은 전무하며, 수입 제품의 고가로 인한 국내 환자들의 혜택을 기대하기가 어려운 실정이다. Fig.1 에서 원위요골 골절의 메커니즘을 살펴 보면, 원위요골 골절의 상당수는 심한 분쇄골절로서 단순한 석고 고정만으로는 골절면이 원상태로 복원되기를 기대하기가 어렵다. 뿐만 아니라, 요골의 분쇄와 함께 골 결손을 동반하는 불안정 골절은 상당히 장기간의 치료를 요하고 있다. 장기간 (6 주~8 주)에 걸쳐서 유지하는 골절부위의 신연(Distractio)은 수근관절 주위의 연부 조직인 인대, 관절낭, 근육 및 건 등을 신연된 상태에서 치료함으로써, 수근관절의 불안정성이나 수근관절 주위의 강직을 일으키며, 관절연골의 연화 및 괴사를 동반할 뿐 만 아니라, 반사성 교감신경 이영양증 및 수근관절 주위의 심한 골 조송증 등을 유발하는 문제점을 갖고 있다.

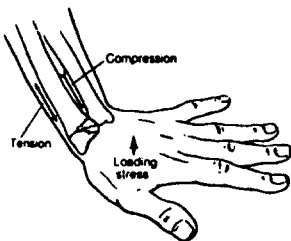


Fig.1 A Bone Fracture Aspect Of The Distal Radius

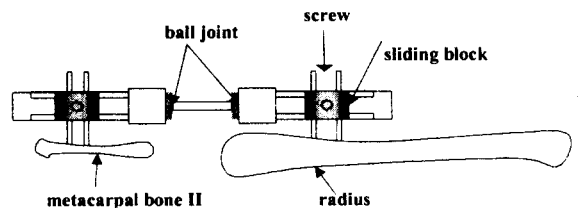


Fig.2 The Existing Dynamic External Fixator

조기에 수근관절의 운동을 시도하고자 동적체의 고정기기가 사용되고 있으나(Fig 2), 수근관절의 굴곡 및 신전 운동 시에, 수근관절의 생리학적 회전축에 고정기기의 관절 축을 맞추기 힘들게 되어 있다. 또한 동적 고정기기의 대표적인 만능관절(Universal Joint)을 가진 고정기기는 흔히 요골 측에 부착함으로써, 조기 관절운동을 위하여 고정기기의 관절을 풀었을 때, 요골 측 신연력에 의하여 손목은 척골측으로 변위 되는 양상을 보이고 있다. 즉 골절부위의 전위 혹은 과도한 압박이 발생하게 된다. 이는 만능관절로 구성된 고정기기 뿐만 아니라, 한 축의 회전만 허용하는 Hinge Joint 로 구성된 고정기기에서도 일반적으로 나타나는 임상 결과라 할 수 있겠다.

기존의 외고정 기기의 단점을 보완하는 본 논문에서의 개발 품은 첫째 체외고정기기를 시술한 후에도 조기관절 운동시에 수근관절의 생리학적 운동을 저해하거나 원위요골 골절부위에 불필요한 힘이 가해지지 않도록 고정기기의 회전축과 수근관절의 생리적 회전축인 유두골 근위부를 일치시킬 수 있도록 고안한다.

둘째 고정기기의 관절은 한 방향으로만 회전 하여야 만능관절을 사용하였을 때 나타나는 골절부위의 전위나 압박을 방지할 수 있다. 굴신 운동시 골절부위가 가장 안정된 것으로 생각되고 있기 때문에(미발표 자료), 본 외 고정기기도 굴신운동만을 허용하고, 요-척측 변위는 허용하지 않는 관절을 설계한다.

셋째 본 개발 품은 X,Y,Z 방향의 세 개의 축과 고정기기의 종축(Longitudinal Axis)을 따라, 고정기기 본체를 구성하는 근위 및 원위 부분이 사용에 맞게 움직여 질 수 있는 기어장치를 새롭게 고안하여 골절부위를 정복할 수 있도록 하였다.

2. 손목 관절의 거동 해석

2.1 C-arm 을 이용한 데이터 획득

본 논문에서 운동하는 손목관절의 회전축 변위를

측정, 분석하기 위하여 C-Arm을 이용하였다. C-Arm은 X-Ray의 투과성을 이용하여 신체내부의 연속적인 동화상을 직접적으로 볼 수 있도록 하여준다. 데이터의 정확한 획득을 위하여 C-Arm에서 나온 동화상을 디지털 캠코더에 저장한 후 PC(Personal Computer)에서 처리가 가능한 포맷으로 전환하였다. 그 후, 동화상의 각 프레임을 담아 손목부위와 고정기기가 고정되는 주요부위의 뼈에 대하여 좌표 값을 획득하도록 하였다. Fig.3 는 C-Arm을 이용해 얻은 동화상중 일부를 보여주는 것이다.

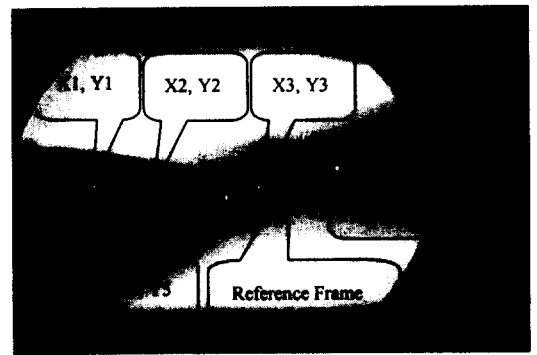


Fig.3 The Lateral Wrist View By C-Arm

위의 그림에서 (X3-Y3)-(X4-Y4)간에 이루는 강체를 기준 프레임으로 하여 (X1,Y1)-(X2-Y2)간에 이루는 강체와의 상대운동을 파악 하였다. 2초 간격으로 프레임을 나누어서 움직임의 관찰하였고 단위는 MM이다.

각 프레임에서 얻은 데이터를 다음의 Table 1에 나타내었다.

Table 1. Coordinate Value With Standard Point X3, Y3

X1	323	366	366	34	333	376	36	356	323	254	266	223	256
Y1	-91	-957	-1139	-126	-1404	-1512	-1572	-163	-1466	-1166	-1139	-974	-72
X2	799	837	841	789	772	788	736	726	736	698	731	689	704
Y2	-963	-974	-110	-1123	-1213	-1274	-1291	-1302	-1224	-1176	-1076	-99	-856
X3	1768	1818	1809	1781	1727	1743	1678	1669	1692	1683	1711	1671	1656
Y3	-888	-879	-967	-975	-957	-987	-966	-977	-941	-933	-908	-877	-828

2.2 손목관절의 회전축 해석을 위한 좌표분석

개발 목적을 충족시키도록 External Fixator 를 설계하기 위해서는 손목관절의 운동 시 거동에 대한 분석을 반드시 필요로 한다. 본 연구에서는 손목관절이 운동 시에 일어나는 뼈의 운동을 분석하기 위한 기초 자료로서 C-Arm 에서 관절부위의 영상을 확보하여 거동에 관심이 있는 특정 점을 지정하여 관절의 운동을 파악하도록 하였다.

C-Arm 에서 얻어진 영상은 운동 기준점이 되는 팔 부위의 이동이 심하므로, 영상으로부터 직접적으로 운동중심점과 각 뼈의 거동양상을 해석하는 것이 불가능하다. 따라서, 운동 시 발생한 이동을 좌표이동으로 보간하고, 팔 전체의 회전량을 수정하여 해석 데이터로 사용하여야 한다.

본 논문에서는 관절운동 해석의 기준점이 되는 지점으로 비교적 육안적 식별이 용이하고 이상적인 고정상태의 관절운동 시 이동이 발생하지 않는 것으로 알려진 (X3,Y3)지점을 기준점으로 잡았으며, 팔 전체의 회전량을 보정하기 위해 회전의 척도로서 (X4,Y4)점을 별도로 지정하였다.

C-Arm 영상의 각 프레임에서 얻어진 점들을 숫자로 데이터화 하고 모든 점들을 (X3,Y3)의 기준으로 평행좌표 이동시킨 후, 집중된 (X3,Y3)점을 중심으로 영상의 각 프레임의 (X4,Y4)점의 회전량을 분석한다.

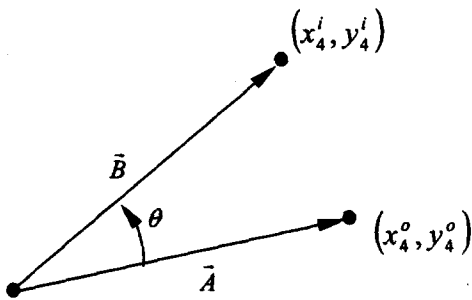


Fig.4 The Rotation Of Reference Frame

위 그림에서 (x_4^o, y_4^o) 는 C-Arm 의 첫번째 프레임으로서 기준이 되는 점이며, (x_4^i, y_4^i) 는 i 번째 프레임을 의미한다.

$$\vec{A} \cdot \vec{B} = |\vec{A}| |\vec{B}| \cos \theta \quad (2.1)$$

$$\cos \theta = \frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| |\vec{B}|} \quad (2.2)$$

이면

$$\theta = \arccos \left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| |\vec{B}|} \right) \quad (2.3)$$

가 된다.

식 (2.3) 으로부터 얻은 각도 변위를 이용하여 Table 1 에서 얻어진 모든 데이터를 회전 변환하여 Reference Frame 을 기준으로 정렬한 후의 모습을 다음의 Fig.5 에 나타내었다. 이 그래프의 해석으로부터 손목이 회전운동 할 때 회전축이 천이하는 모양을 구할 수 있다.

Fig.5 에서 손목관절의 운동을 묘사하는 중요한 데이터는 (X1,Y1), (X2,Y2)의 데이터이므로 추후의 거동해석과 고정기기의 개발에 유용하게 사용하기 위해 각각의 데이터를 조정 하였다.

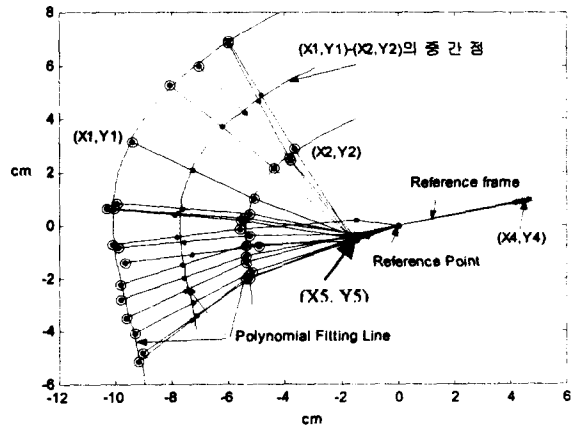


Fig.5 The Sorting Data With Reference Frame

사용된 알고리즘은 3 차의 Polynomial 에 대한 Nonlinear Least Squares Method 이며 그림에서 보는 바와 같이 데이터 점들이 Polynomial Fitting Line 에 아주 근사한 오차를 가지고 대응함을 알 수 있다.

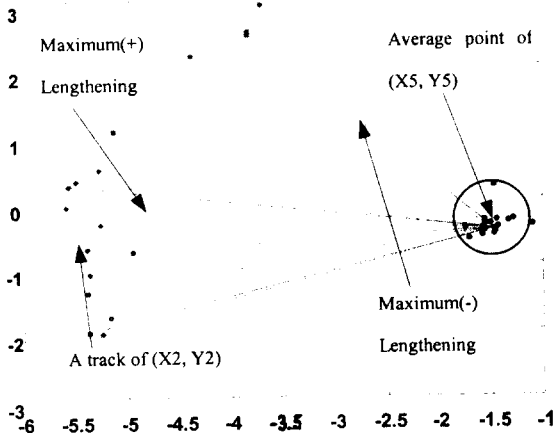


Fig.6 Length Compensation Graph Between (X2, Y2) and (X5, Y5)

실제 기구부의 설계 시 중요한 데이터는 손목회전 시 중수골(Metacarpal Bone)과 요골(Radius)간의 길이 보정값이다. 여기서 육안으로 확인된 회전축의 중심점은 중수골과 요골 사이에 위치한 두상골(Pisiform)상에 존재하게 되며, 각 프레임 마다 표기된 (X5, Y5)좌적들의 평균값을 회전중심점으로 한다. 따라서 (X2, Y2)의 좌적과 (X5, Y5)의 평균점을 잇는 직선들을 나타낸 후 Matlab 을 이용하여 두 직선을 잇는 최장길이와 최단 길이의 차를 산출 해보았다.

최대한 운동계적을 갖는 손목의 굴절-신전운동(Full Flexion-Extension Motion)시 중수골과 요골간의 길이 보정값은 Fig.6 에서 Maximum (+) lengthening 에서 (-) lengthening 값을 뺀 값이며 결과식은 다음과 같다.

최대 운동계적을 갖는 손목의 굴절-신전 운동 시 길이 보정값:

$$\text{Maximum (+) lengthening} - \text{Maximum (-)}$$

$$\text{Lengthening} = 7.54\text{mm}$$

$$(2.4)$$

임상학적 실험에 의거하여 실제 환자에게 필요한 손목의 회전각은 손바닥이 Midpoint 상 (굴절, 신전이 없는 상태)에서 굴절, 신전방향으로 각각 30°씩 회전하면 된다. 따라서 굴절, 신전방향으로 각각 30°씩 회전한 데이터를 근간으로 하여 앞의 최대 운동계적 갖는 손목의 굴절-신전운동시와 같은 방법으로 구해보면 다음과 같은 길이 보정값이 산출 된다.

굴절, 신전 방향으로 각각 30°씩 회전한 후 길이 보정값:

$$\text{Maximum (+) lengthening} - \text{Maximum (-)}$$

$$\text{Lengthening} = 4.44\text{mm}$$

$$(2.5)$$

전체 길이 보정값의 영역:

$$\text{Minimum } 4.44\text{mm} \sim \text{Maximum } 7.54\text{mm} \quad (2.6)$$

이 데이터를 통해 앞으로 설계해야 할 기구부는 손발의 내전-외전작용(Pronation-Supination)축 방향으로 중수골과 요골 간의 길이보정값이 4.44mm 에서 7.54mm 값 사이를 만족할 수 있는 사양을 갖춰야 함을 알 수 있다.

3. Traversing Mechanism

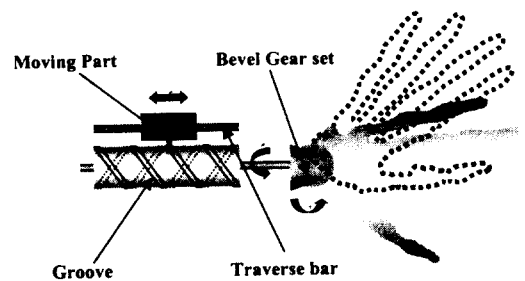


Fig.7 Traversing Mechanism Used on winding Machines

Fig.7 은 Yarn 이나 Coil 을 감는 기구에 쓰이는 Winding Mechanism 을 응용하여 실제 손에 장착 시 기구부의 운동원리를 설명한 것이다.

본 제안모델에서 기구부를 구동하는 구동력은 손목의 상하 굴신 운동이다. 따라서 손목회전 시 구동축에 해당하는 베벨기어가 첫 번째 회전을 하게 되며 구동축과 수직인 방향으로 설정된 두 번째 베벨기어가 첫번째 기어와 맞물려 일정한 속도를 유지하면서 두번째 회전을 하게 된다. 다음 두 번째 베벨기어와 같은 축 상에 놓여있는 Groove Cam 은 기어와 체결되어 있어 두 번째 베벨기어와 같은 회전속도를 가지며 회전을 하게 된다. 이때 Groove Cam 에 파여 있는 일정깊이의 Groove 에 맞물려 있는 이송부의 이빨부분은 Traverse Bar 를 따라 움직이게 되므로 결국 회전운동을 직선운동으로 전환시킬 수 있다.

본 제안모델의 특징은 첫째, 외부에서 내전-외전 축상(Fig.7 의 3 번 화살표 방향)으로 충격이 가해질 시, 일정깊이의 Groove 에 맞물려 있는 이송부의 이빨부분이 저항력을 발휘하므로 내전-외전 축상으로 밀려들거나 늘어날 소지가 없다.

둘째, 완두골과 요골 부분이 서로 붙어서 떨어지지 않는 것을 방지 하도록 손 바깥쪽으로 일정한 힘을 가하여 잡아당기는 시술과정이 있게 되는데, 이때 특별한 장치부가 없어 복원력에 대한 일정한 완충력을 발휘할 수 없다면 다시 근육에 의한 복원력에 의해 완두골과 요골 부분이 서로 붙게 되는 문제점이 발생한다. 본 제안에선 고정기기의 근위부에 내전-외전 축상으로 길이 조정 후 체결장치가 있으므로 복원력을 상쇄시키는 효과가 있다.

셋째, 본 제안모델은 손목의 굴신운동을 임상학적 실험에서 타당하게 검증된 수직인 굴절, 신전 방향으로 각각 30° 씩 회전한 회전량으로 제안한 후 이 회전량 동안 내전-외전 축 방향으로 5mm 정도의 길이 보정이 가능하게끔 Groove Cam 설계를 하여 손목운동 시 요구되어지는 중수골과 완두

골 사이에서의 길이 보정을 가능하게 해준다.

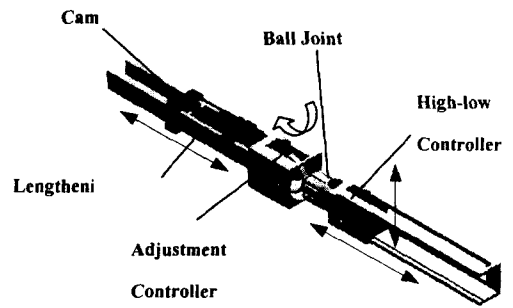
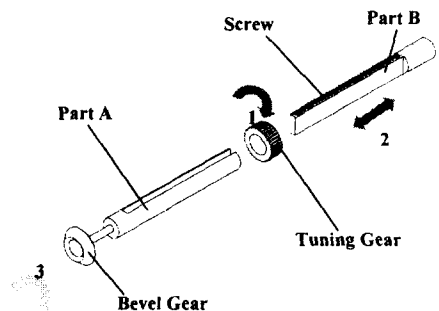


Fig.8 External Fixator With Groove Cam

Fig.8 은 설계를 통해 얻어진 편측 체외고정기기의 3차원 렌더링이다. 체외고정기기를 시술한 후에도 조기관절 운동 시에 수근관절의 생리학적 운동을 저해하거나 원위요골 골절부위에 불필요한 힘이 가해지지 않도록 고정기기의 회전축과 수근관절의 생리적 회전축인 유두골 근위부를 일치시킬 수 있도록 고안 했다. 이것은 제 2 혹은 제 3 중수골에 삽입되는 핀과 골절부보다 근위부에 삽입되는 핀을 고정하는 고정기기의 몸통을 고정기기의 회전축에서 원위 혹은 근위로 움직일 수 있도록 하고, 마지막에 Cam의 도입부를 따라 기구부가 손목의 모션을 정확하게 추정함으로써 어느 한쪽에서만 움직이고 조절할 수 있도록 한 기존의 구조를 개선한다.



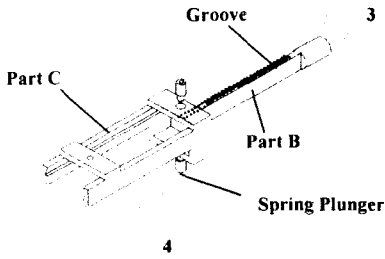


Fig.9 Lengthening Controller

Fig.9 에서 Main Body 에 고정되어 내전-외전 축 방향 (2 번 화살표 방향) 으로 움직임이 없는 Tuning Gear 를 1 번 화살표 방향으로 회전 시켜주면. Tuning Gear 와 맞물려 있는 Part B 가 나선선을 타고 2 번 화살표 방향으로 움직이게 되며, 결국 Part B 와 같이 체결되어 있는 Part C 를 이동시키게 된다. 이 때 Part C 와 Part C 위에 고정편을 체결하는 체결 Part 가(Fig.8 참조) 같이 이동함으로써 두번째 중수골 에 장착 해야 할 고정편의 내전-외전 축 방향 조율을 마치게 된다.

내전-외전 축 방향 조율이 끝난 후 움직이지 않도록 단단히 체결한다. 다음 손목의 굴신 운동이 시행됨에 따라 베벨 기어가 3 번 화살표 방향으로 회전하게 되며, 내전-외전 축 방향으로 움직임이 없도록 고정되어 있는 Part B 를 같은 방향으로 회전하게 한다. Part B 와 Spring Plunger 로 연결되어 있는 Part C 는 Part B 상의 Groove 가 회전함에 따라 Spring Plunger 가 Groove 를 타고 4 번 방향으로 직선 운동하게 되며 Part C 는 Groove 설치 시 설정된 Stroke 만큼 움직이게 된다.

5. 결론

본 논문에서는 지금까지 개발된 체외고정기기의 문제점을 파악하고, 이를 임상학적인 실험 데이터와 연계 시켜 기존의 단점을 보완한 제안모델을 제시하였다.

기존 제품과의 차별화 된 새로운 개념인, 관절의 생리적 운동을 구현할 수 있는 동적 운동기능을 구현한 체외고정기기를 개발하였다. 이 기구는 임상학적으로 우수한 결과는 물론, 국내 및 국외로부터의 부가가치를 창출할 수 있을 것이다. 동시에, 점차 커지고 있는 동양권 국가, 즉 동남아 및 중국 시장에 대한 장기적인 전략 수출품으로서 자리잡을 수 있을 것이며, 크게는 구미 여러 제품들과도 상당한 경쟁력을 확보할 수 있을 것이다.

참고문헌

1. K-N.An and E.Y-S. Chao, "Kinetic Analysis", *Biomechanics of the Wrist Joint*, 1991, Springer-Verlag
2. J.Ryu, A.K. Palmer, and W.P. Cooney, III, "Wrist Joint Motion", *Biomechanics of the Wrist Joint*, 1991, Springer-Verlag
3. M. Garcia-Elias, E. Horisi, and R.A. Berger, "Individual Carpal Bone Motion", *Biomechanics of the Wrist Joint*, 1991, Springer-Verlag
4. Youngil Youm and Adrian E. Flatt, "Design of a total wrist prosthesis", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 12, pp. 247-262., 1984
5. Nicholas P. Chironis, "Traversing mechanisms used on winding machines", *MECHANISMS & MECHANICAL DEVICES SOURCEBOOK*, 1991, McGraw-Hill, Inc.
6. Fan Y. Chen, *Mechanics and Design of Cam Mechanisms*, 1982, PERGAMON PRESS
7. Zdenek Koloc and Miroslav Vaclavik, *Cam Mechanisms*, 1993, Elsevier
8. 朴榮組, 機械設計, 1981, 普成文化社