

Biomechanics of the Elbow Joint

가천의과대학교 길병원 정형외과학교실

김 영 규

서 론

주관절의 역학은 운동(kinematics), 안정성(constants), 근력(force transmission)으로 나뉘어 설명될 수 있다. 주관절은 수부의 기능을 위한 상완부 지렛대(lever), 전완부 지렛대의 받침점(fulcrum), 그리고 힘을 전달하는 기능을 제공하고 있다. 주관절의 안정성은 1) articular component 2) capsuloligamentous component 3) musculotendinous component로 유지되며, 관절은 1) ulnohumeral 2) radiocapitellar 3) radioulnar 관절로 구성된다^{1,6,9,10}.

주관절의 해부학적 구조물은 1) 골 2) 관절낭 및 인대 3) 근육 4) 신경 혈관계로 구성되며 주관절을 이루는 골은 1) 상완골 하단부 2) 척골 근위부 3) 요골두로 형성되어 있다. 상완골 하단 관절면은 실패 모양의 활차(spool shaped trochlea)와 반구형의 소두(hemispherical capitellum)로 구성되는데 활차는 내측부가 외측부보다 크며 활차 홈(trochlea sulcus)은 상완골 골수강내 중앙 축보다 약간 내측에 위치하게 된다. 관절면은 6° 외반, 5° 내회전, 30° 전방으로 비스듬히 향하고 있다. 척골 근위부의 관절면은 큰 C형 와(sigmoid fossa)로 구성되어지며 C형 와 절흔(활차 절흔, sigmoid notch)에 대해 척골 간부 축이 4° 외전되어 있고 관절면은 척골의 장축에 대해 30° 후방으로 향하고 있다. 요골두는 타원형(elliptical)으로 관절면은 오목하게 되어 있으며 요골 장축과 15°의 각을 이룬다. 요골두가 원형이 아니라 다소 타원형인 것은 요골 경부로부터 요골두의 offset에서 보여지며 이러한 해부학적 구조물로 인해 금속 또는 실리콘 요골두가 정상적인 요상완 관절의 운동 역학을 재창조하지 못하여 조기에 치환물의 이완이 발생되게 된다^{1,6,10,20}.

주관절의 관절낭 및 인대 조직은 주관절의 안정성에 중요한 역할을 담당하고 있다. 관절낭은 구상 돌기(coronoid process) 하방 6 mm 정도에 부착되어 있는 매우 얇은 조직으로 섬유 띠로 구성되어 있는데 이러한 섬유 띠는 쉽게 두꺼워지거나 반흔되어(scarred) 관절 구축이 생기는 병리 기전으로 생각되어지고 있다. 내측부 인대는 1) 전방 속(anterior bundle) 2) 후방 속(posterior bundle) 3) 횡 인대(transverse portion)로 구성되며 전방 속은 가장 강한 부분으로 상완골 내 상과를 따라 회전축에 기시하며 구상 돌기의 후방 18 mm 지점의 전내측 결절부에 부착한다(Fig. 1). 그러므로 제 3형의 구

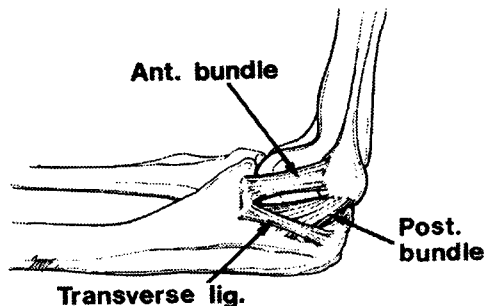


Fig. 1. 내측부 인대

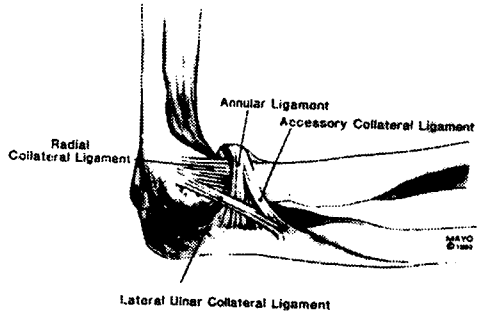


Fig. 2. 외측부 인대

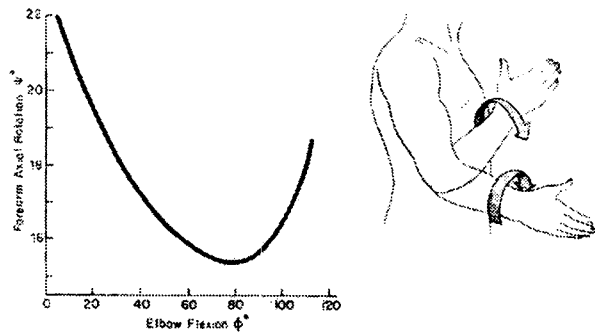


Fig. 3. 주관절 굴곡시 전완의 축 회전

상 들기 골절시에는 전방 속이 침범되게 된다. 내측부 인대는 기시부에서 상완골 내상과의 약 67%를 둘러싸며 두께는 5~6 mm 정도로 진행되나 부착부에서는 4~5 mm 정도로 다소 얇아지며 길이는 27 mm 정도이다. 또한 외측부 인대는 1) 요측부 인대(radial collateral ligament) 2) 윤상 인대(annular ligament) 3) 외측측부 인대(lateral ulnar collateral ligament)로 구성되어 진다^{1,9,11,12,20)} (Fig. 2).

Kinematics (운동 역학)

주관절은 활차 경첩 관절(trochoginglymoid joint)로서 굴곡-신전 및 회외-회내의 2종류의 운동을 보이고 있다.

1. 굴곡-신전

주관절을 구성하고 있는 척상완(ulnohumeral) 관절은 경첩(hinge) 운동을 하는 것으로 알려져 있다. 그러나 단순한 경첩 운동이 일어나는 것이 아니라 굴곡 축이 나선형(helical) 형태로 나타나게 되는데 이는 척골 근위부가 움직이는 상완 활차 홈(trochlear groove)의 경사에 의해 야기된다. 즉 주관절의 굴곡시 초기 굴곡 동안에는 전완부의 축 운동이 5° 정도 내회전되다가 후기 굴곡 동안에는 5° 정도 다시 외회전되는 현상이 발생되고 3~4° 정도의 내반 및 외반 운동이 동시에 발생된다¹⁴⁾ (Fig. 3).

2. 회전 축

굴곡 및 신전 운동의 회전 축은 이미 1909년 Fischer에 의해 활차의 중심부에서 직경 2~3 mm 부위라 보고되고 있다. 최근 회전 축은 상완 상과면에 대해 3~8° 내회전되어 있고 회전 축에 대한 수직선은 상완의 장축에 대해 4~8° 정도 외측으로 경사져 있다고 보고되고 있다. 이는 임상적으로 constrained형 주관절 치환물의 조기 이완에 대한 역학적인 원인이 될 수 있으며 semiconstrained형 치환물의 발달을 가져왔다¹⁾. 그러나 실용적 측면에서 회전 축 중심부의 편차가 적으므로 척상완 관절의 회전 축은 굴곡 초기 또는 굴곡 말기를 제외하고는 하나의 동일한 축 관절(uniaxial articulation)로 추정되므로 해부학적인 회전 축은 활차 홈(trochlea

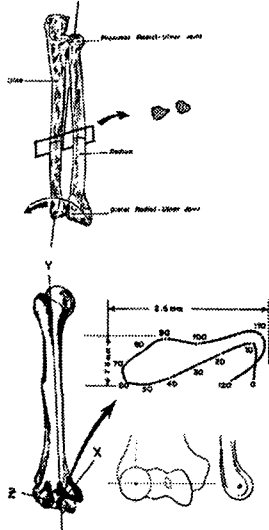


Fig. 4. 주관절 회전 축에 대한 형태 및 치수

Fig. 5. 전완부 회내전-회외전의 장축

sulcus)과 소두에 의해 형성되는 궁형(arc)의 중심부를 통해 지나간다고 설명될 수 있다⁷⁾. 회전 축에 대한 외적인 지표는 첫째 시상면(sagittal plane)에서는 상완 중심 축의 전방에 놓여 상완 전방 피질골 선상에 위치하게 되며, 둘째 관상면(coronal plane)에서는 상완 하단부의 후방 피질골에 위치하게 된다^{1,14)}. 따라서 상완 소두의 중심부와 내상과의 전하방을 연결하는 선이 주관절의 회전 축이 된다 (Fig. 4).

3. 전완부 회전 (회외 및 회내전)

요상관(radiohumeral) 관절은 주관절의 횡축으로 작용하며 회외-회내전 운동에 관여한다. 전완부의 회전 장축은 상방에서 요골두 중심부, 하방에서 척골의 관절 철(convex)면을 연결하는 선에 놓이게 되어 전완 하 1/4 부위에 위치한 척골의 골간막 부 착부를 지나가게 된다^{1,11,14)}(Fig. 5). 따라서 요골 및 척골 간부 골절에 의한 10% 이상의 각형성은 전완부 회전 운동에 장애를 초래하게 된다. 전완부 회전 운동시 주관절에서는 척골의 내반-외반 운동이 일어나는데 전완부의 회외전(supination) 운동시 척골의 외회전 운동이 발생되고 회내전(pronation) 운동시 척골의 내회전 운동이 발생되어 척상관 관절의 외측부가 닫히게 된다¹⁶⁾. 또한 전완의 회내전 운동시 요골의 상방 전위가 일어난다.

4. 용적 및 접촉면

주관절의 용적은 평균 25 ml이며 80° 정도의 굴곡시 가장 큰 용량을 나타낸다¹⁷⁾. 따라서 주관절에 강직증이 발생되면 굴곡 운동은 보통 80~90° 정도에서 고정되게 된다¹⁾. 주관절 운동시 관절면의 접촉을 살펴보면 요골두에서는 요골두의 중앙 함몰부가 상완골 소두의 천장(dome)과 접하고 내측 삼각 소관절면(medial triangular facet)은 척골과 접하며 요골두 상부 연(rim)은 타 부위와 접촉하지 않는다. 척상관 관절에서는 항상 C형 와(sigmoid fossa)와 접하게 되는데 C형 와의 구상 돌기 관절면과 주두 관절면은 주관절이 점차적으로 굴곡시 관절 접촉면이 중앙으로 이동하게 되며 접촉면도 약간 증가하게 된다¹⁾. 또한 관절에 가해지는 힘이 증가할수록 접촉면도 증가하게 된다. 주관절 신전시 전완부에 내반 또는 외반의 힘이 가해지면 접촉면도 내외측으로 변화되어 마치 활차(pivot)처럼 힘이 작용하게 된다¹³⁾.

5. 관절 운동의 제한

주관절의 운동 범위는 0° 또는 약간 과신전 상태에서 150° 굴곡, 75° 회내전에서 85° 회외전까지의 운동 범위를 보인다. 요골두 함몰의 직경은 약 40° 정도이며 상완 외과 소두와 180° 정도의 운동 범위를 보인다. 주관절의 신전 운동을 제한하는 요소로는 주두 와(olecranon fossa)에 주두 돌기(olecranon process)의 충돌, 주관절 전방 인대 특히 내측부 인대의 전방속 및 굴곡 근의 긴장 등이 있고, 굴곡 운동을 제한하는 요소로는 외과 소두와 요골두의 충돌,

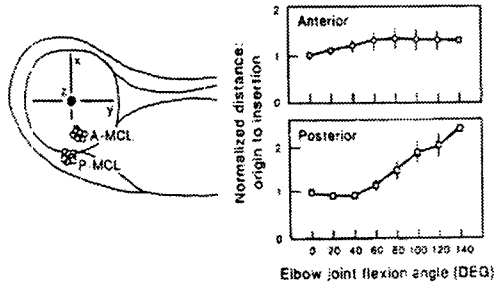


Fig. 6. 내측부 인대 복합체의 등척성

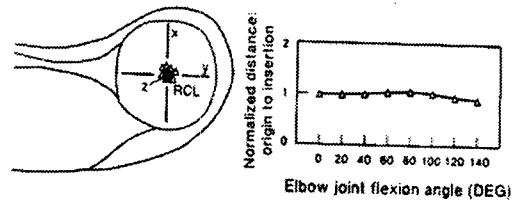


Fig. 7. 외측부 인대의 등척성

구상 와(coronoid fossa)와 구상 돌기(coronoid process)의 충돌, 후방 관절낭 및 상완 삼두근의 긴장 등이 있다. 또한 회내외전은 신장된 길항근의 저항, 방형 건(quadratus ligament)의 긴장, 장무지 굴근의 충돌 등이 운동을 제한하는 요소이다.

Stability (안정성)

주관절은 우리 몸에 있는 관절 중 가장 안정도가 높은 관절 중의 하나이다. 이는 주관절의 연부조직 및 관절면에서 거의 동일하게 안정도에 기여함으로써 나타나는 결과이다. 안정성에 기여하는 연부조직의 정적 구조물로는 측부 인대 복합체와 전방 관절낭이 있다. 주관절의 안정성에 가장 기여하는 구조물로는 내측부 인대로 알려져 있으며, 정상적인 신전의 제한은 전방 관절낭과 내측부 인대 전방 속(bundle)이 가장 큰 역할을 담당한다^{1,3)}.

1. 측부 인대

1) 내측부 인대

내측부 인대는 전방 및 후방 속 모두 주관절 회전 축의 후방에서 기시한다. 주관절에 굴곡을 증가시키면 전방 속 및 후방 속의 기시부와 부착부의 거리는 증가하게 되어 내측부 인대는 긴장하게(taut) 된다^{12,18)}(Fig. 6). Morrey와 An¹²⁾의 연구에 의하면 신전 상태에서 120° 굴곡 상태로 변화시 전방 속의 길이는 18% 정도 증가하며, 후방 속은 전방 속보다 회전 축에 대해 더 후방에 위치하고 있어 39% 정도 길이의 증가가 있다고 보고되고 있다. 또한 내측부 인대는 상완 내 상과의 전하면에서 기시하므로 척골 신경병증으로 인한 내 상과 절제술시 외측 20% 이상은 제거하지 않도록 주의하여야 한다⁶⁾.

2) 외측부 인대

외측부 인대는 주관절 회전 축 근처에서 기시하므로 굴곡 및 신전 운동시 길이의 변화가 거의 발생되지 않는다¹²⁾(Fig. 7). 이와 같은 기시부의 등척성(isometry) 때문에 주관절 관절 강직증의 외과적 치료시 외측부 인대의 분리(division)는 보통 요구되지 않는다⁶⁾. 또한 외측부 인대 중 외척측부 인대(lateral ulnar collateral ligament)는 척골의 회외근 능선(supinator cisterna)에 부착하여 내반 및 외회전력에 대한 길항의 역할을 담당하고 있다⁴⁾.

Table 1. 내반 및 외반력에 대한 구속력 (restraint)

Position	Component	Varus	Valgus
Extension	MCL*	-	30
	LCL†	15	-
	Capsule	30	40
	Articulation	55	30
Flexion	MCL*	-	55
	LCL†	10	-
	Articulation	75	35

*MCL: medial collateral ligament complex

†LCL: lateral collateral ligament complex

2. 인대 및 관절의 상호작용

주관절 신전 상태에서 외반력에 대한 저항은 전방 관절낭이 40%, 내측부 인대가 30%, 관절이 30% 정도에서 관여하며 내반력에 대한 저항은 관절이 55%, 관절낭이 30%, 외측부 인대가 15% 정도에서 관여한다. 주관절 90° 굴곡 상태에서 외반력에 대한 저항은 내측부 인대가 55%, 관절이 35%, 관절낭이 10% 정도에서 관여하고 내반력에 대한 저항은 관절이 75%, 외측부 인대가 10% 정도에서 관여한다¹⁻³⁾(Table 1).

또한 내측부 인대가 정상적으로 기능할 때는 외반력에 대한 저항으로 요골두의 기능은 적어 (30%) 단지 이차적 안정화 구조물로 인식되나 내측부 인대가 파열되었을 때는 요골두가 외반력에 저항하는 중요한 구조물로 작용하게 된다¹⁵⁾. 주관절 안정성에 대한 척골 근위부의 역할은 신전 및 굴곡 상태에서 외반력이 가해졌을 때 활차 절흔(C형 절흔, sigmoid notch)의 근위 ½에 의해 주로 저항력을 나타내며(75~80%), 내반력이 가해졌을 때 원위 ½이나 구상 돌기에 의해 신전시 67%, 굴곡시 60%의 저항력을 보인다²⁾. 50% 정도의 척골 주두부 소실시 약 50% 정도 안정성의 소실을 초래하며, 25% 미만의 척골 구상 돌기의 소실이 있더라도 불안정성이 심하게 증가하여 굴곡 상태에서 아탈구가 야기될 수 있다^{1,19)}.

Force transmission (힘의 전달)

관절을 통한 힘의 전달은 주로 근육에 의해 이루어진다. 힘의 전달을 위한 근육의 특징적 요소로 1) physiological cross-sectional area 2) mechanical advantage 3) EMG activity 를 언급할 수 있다¹¹⁾. 주관절의 동적 안정성 및 힘의 작용에 관여하는 주된 근육은 상완근(brachialis), 상완 이두근(biceps), 상완 요근(brachioradialis)의 굴곡 근과 상완 삼두근(triceps), 주근(anconeus), 장 요 수근 신근(entensor carpi radialis longus)의 신전 근이 있다^{11,20)}. 내측부 인대와 관련 된 굴곡 근 중 척 수근 굴근(flexor carpi ulnaris)과 천 지 굴근(flexor digitorum superficialis)은 내측부 인대의 안정성을 보강하는 역할을 한다^{5,20)}. 내측부 인대에 외반력이 가해졌을 때 요상완 관절에는 체중의 3배에 가까운 힘이 작용하며 내측부 인대에는 2배에 가까운 힘이 작용한다. 그러나 성인의 체중이 약 780 N인 점을 고려해 볼 때 노인층에서 내측부 인대 복합체의 강도(strength)는 불과 420 N 정도이다. 따라서 내측부 인대 주변 근육이 인대를 보강해 주는 중요한 역할을 담당하게 된다^{6,20)}.

주관절의 등척성 굴곡 운동시 상완 삼두근의 길항 작용에 의해 요상완 및 척상완 관절에 부과되는 최대 힘은 굴곡 30° 상태에서 체중의 4배 이상인 3200 N 정도이다. 또한 등척성 신전 운동시 상완 이두근의 길항 작용에 의해 척상완 관절에 부과되는 최대 힘은 굴곡 120° 상태에서 30~100 N, 요상완 관절에 부과되는 최대 힘은 굴곡 60~90° 상태에서 1400 N 정도이다. 역도 선수와 같이 팔에 힘을 쓰는 운동시 척상완 관절에 가해지는 최대 힘은 굴곡 30° 정도에서 체중의 3배 정도이며, 단지 팔굽혀 펴기(push-up) 운동 만으로도 주관절에 평균 체중의 45% 정도의 힘이 전달된다⁶⁾. 주관절에서의 최대 힘은 굴곡 90° 상태에서 발생되며 신전력은 굴곡력의 약 70% 정도이고 우세 수지쪽이 3~8% 정도 강하다. 신전된 주관절에 축성 압박(axial load)을 가하면 관절을 통한 스트레스 분포는 요상완 관절을 통해 60%, 척상완 관절을 통해 40%가 전달된다^{6,11)}(Fig. 8).

주관절의 내외반 상태나 굴곡-신전 상태에 따라 축성 부하(axial load)의 차이도 크다. 주관절 외반 정렬시 척골의 근위부를 통한 압박력의 전달은 단지 12% 정도이나 외반 정렬시에는 93% 까지 이른다^{1,8)}. 또한 신전시에는 상완 하단 관절면의 후상방에 압박력이 전달되고 완전 신전 상태에서는 요상완 관절을 통한 부하가 증가하게 된다¹¹⁾(Fig. 9). 굴곡시에는 전완부의 내회전이 동시에 발생되므로 저항 염전력(torque)이 커져 관절면에 가해지는 압박력은 보다 증가하게 되어 내측부 인대에는 체중의 2배 정도, 요상완 관절에는 체중의 3배 정도의 힘이 작용하게 된다^{1,6)}. 이와 같이 일상생활에서 발생하는 주관절의 압박력은 관절면에만 작용하는 것이 아니라 내외측부 인대에서도 동시에 작용하여 힘의 분산이 이루어 진다.

관절면에 가해지는 부하(stress)는 1) 압박력의 크기(magnitude) 2) 관절에 가해지는 힘의 방향과 접촉점(direction and point)에 따라 결정된다. 즉 관절면의 중앙 부위에 압박력이 가해지면 관절면에 가해지는 부하는 전 관절면을 통해 균등하게 분산되지만 압박력이 관절면의 전방 또는 후방으로 치우치면 부하를 받는 관절면은 좁아지고 협소 부위에서 압박력이 증가되는 현상이 나타나게 된다¹⁾(Fig. 10). 결론적으로 주어진 부하에 길항하는 근육의 역할, 부하의 방향 및 크기, 관절면에서 부하의 분산, 안정성 등이 역학적으로 서로 조화를 이루어야 될 것으로 사료된다.

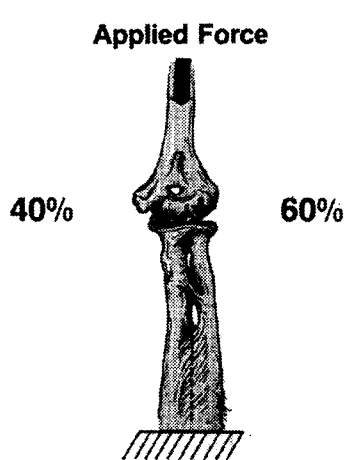


Fig. 8. 신전된 주관절에서 축의 힘(axial load)의 전달

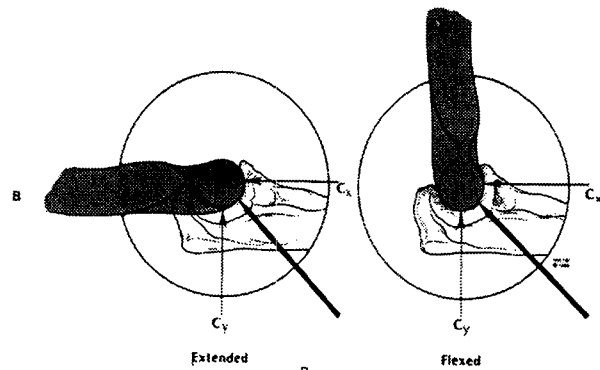


Fig. 9. 반복 부하에 대한 힘의 벡터

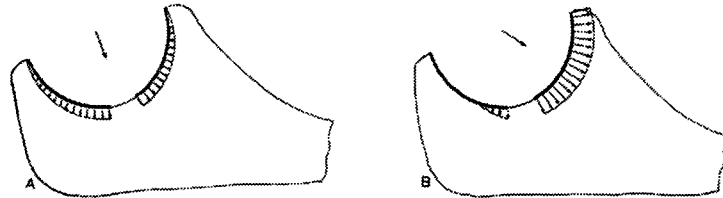


Fig. 10. 압박력의 방향 및 크기에 따른 관절면의 부하(contact pressure)
A: 부하의 균등한 분산 B: 부하 면의 협소 및 국소적 부하의 증가

REFERENCES

1. An KN and Morrey BF: Biomechanics of the elbow. In: Morrey BF 3rd ed. The elbow and its disorders. Philadelphia, W.B. Saunders: 43-60, 2000.
2. An KN, Morrey BF and Chao EYS: The effect of partial removal of proximal ulna on elbow constraint. Clin Orthop, 209: 270-279, 1986.
3. Ball CM, Galatz and Yamaguchi k: Elbow instability: Treatment strategies and emerging concepts. In: Beaty JH ed. Instructional course lectures. Rosemont, IL, American academy of orthopaedic surgeons: 53-61, 2002.
4. Cohen MS and Hastings H: Rotatory instability of the elbow: The anatomy and role of the lateral stabilizers. J Bone Joint Surg, 79-A: 225-233, 1997.
5. Davidson PA, Pink M, Perry J and Jobe FW: Functional anatomy of the flexor pronator muscle group in relation to the medial collateral ligament of the elbow. Am J sports med, 23: 245-250, 1995.
6. King GJW and An KN: Biomechanics and functional anatomy of the elbow. In: Norris TR ed. Orthopaedic knowledge update: Shoulder and elbow, Rosemont, IL: 301-310, 1997.
7. London JT: Kinematics of the elbow. J Bone Joint Surg, 63-A: 529-535, 1981.
8. Markolf KL, Lamey D, Yang S, Meals R and Hotchkiss R: Radioulnar load-sharing in the forearm: A study in cadavera. J Bone Joint Surg, 80-A: 879-885, 1998.
9. Morry BF: Anatomy and kinematics of the elbow. In: Tullos HS ed. Instructional course lectures. Illinois, American academy of orthopaedic surgeons: 11-16, 1991.
10. Morry BF: Anatomy of the elbow joint. In: Morrey BF ed. The elbow and its disorders Philadelphia, W.B. Saunders: 13-25, 2000.
11. Morrey BF: Applied anatomy and biomechanics of the elbow joint. In: Anderson LD ed. Instructional course lectures. St. Louis, C.V Mosby, American academy of ortho-paedic surgeons: 59-68, 1986.
12. Morrey BF and An KN: Functional anatomy of the ligaments of the elbow. Clin Orthop 201: 84-90, 1985.
13. Morrey BF, An KN and Stormont TJ: Force transmission through the radial head. J Bone Joint Surg, 70-A: 250-256, 1988.
14. Morrey BF and Chao EY: Passive motion of the elbow joint. J Bone Joint Surg, 58-A: 501-508, 1976.
15. Morrey BF, Tanaka S and An KN: Valgus stability of the elbow. Clin Orthop, 265: 187-195, 1991.
16. O'Driscoll SW, Bell DF and Morrey BF: Posterolateral rotatory instability of the elbow. J Bone Joint

- Surg, 73-A: 440-446, 1991.
17. O'Driscoll SW, Morrey BF and An KN: Intraarticular pressure and capacity of the elbow. *Arthroscopy*, 6: 100-103, 1990.
 18. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF and An KN: Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. *Clin Orthop*, 271: 170-179, 1991.
 19. Schwab GH, Bennett JB, Woods GW and Tullos HS: Biomechanics of elbow instability The role of the medial collateral ligament. *Clin Orthop*, 146: 42-52, 1980.
 20. Yamaguchi K: Evaluation and arthroscopic treatment of common injuries. Twent-first annual meeting, Arthroscopy association of north America, Washington: 464-469, 2002.