

인공 견관절 역학

가톨릭대학교 성빈센트병원 정형외과

정진영

Shoulder Prosthesis Mechanics

Jinyoung Jeong, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, St. Vincent's Hospital, The Catholic University of Korea, Suwon, Korea

Purpose: The goal of prosthetic replacement of the shoulder is the restoration of the normal anatomy of the joint.

Materials and Methods: The physician should review the variations in normal anatomy because it does vary widely and the placement of the prosthetic needs to be modified to accommodate the variations.

Results and Conclusion: Several factors including anatomic, prosthetic and surgical ones can lead to the best clinical results, and these are described.

Key Words: Shoulder, Prosthesis, Mechanics

서론

견관절을 구성하는 상완골 근위부 및 견갑 관절와는 정상적인 해부학에서도 상당한 변이가 있으며 특히 관절염 등의 병적 상태에서는 그 변이의 정도가 크고 관절운동 장애 및 동통을 유발한다^{3,5,7,14}. 인공관절 치환술은 이러한 변형된 관절의 정상적인 해부학적 복원이 궁극적인 목표로 다양한 해부학적 변이 및 변형을 수용하기 위해서 개선되고 개발되어 왔다. 정상적인 해부학적 복원을 위해서는 정상 관절면의 복원 및 주위 연부 조직에 의한 적절한 관절 구속 (constraint)이 필요하며, 정상 관절면은 인공관절 치환물에 의해 대체되나

관절의 적절한 구속은 인공관절 치환물이 정상적인 해부학적 위치 및 크기로 삽입되고 주위 회전근 손상이나 관절막의 심한 구축 또는 이완이 없다면 어느 정도 자연스럽게 유지될 수 있을 것이다.

견관절의 정상 해부학 및 역학의 복원과 회전근의 손상 및 주위 조직과의 충돌 방지를 위해서는 상완골두 치환물을 정확하게 위치시키는 것이 중요하며, 상완골두의 정확한 복원을 위해서는 상완골 대치물 축의 정확한 위치와 다양한 변이 및 변형에 대응할 수 있는 인공 대치물의 디자인을 요한다. 견갑 관절와 치환물이 제 위치에 있지 않을 경우는 견관절 불안정성과 함께 인공 대치물에 과도한 힘이 가해져 조기 해리 등을 유발 할

※통신저자: 정진영

경기도 수원시 팔달구 지동 93

가톨릭대학교 성빈센트병원 정형외과

Tel: 031) 249-7186, Fax: 031) 254-7186, E-mail: osjeong@hotmail.com

접수일: 2010년 5월 17일, 게재 확정일: 2010년 6월 16일

수 있다^{12,13,18)}.

따라서, 최선의 임상 결과를 위해서는 건관절의 정상 해부학적 복원이 중요하며 이를 위해 고려해야 할 해부학적 요인, 인공치환물의 디자인 및 역학적 요인과 해부학적 변이에 따른 수술 술기의 변형에 대해 기술하고자 한다.

1. 해부학적 요인

1) 상완골 경간각 (Neck shaft angle)

상완골 근위부 경간각은 122~145.5도 (평균 134.4+/-3.8)로 다양하게 보고되고 있으며^{3,5,7,9,14)}, 최근 2000개 이상의 상완골 경간각을 측정된 Jeong 등⁹⁾에 의하면 평균 134.7도 (범위, 115~148도)로 77.8%에서 130-140도 범위로 경간각이 측정되었으며, 9.57%에서는 130도 이하, 12.59%에서는 140도 이상으로 20%이상에서 내반 및 외반의 경간각의 분포를 보인다 (Fig. 1).

2) 상완골 두 크기 및 모양 (H in Fig. 2)

상완골 두의 크기는 반지름 (radius of curvature) 및 두께 (head thickness)로 표시할 수 있으며 평균 상완골두의 반지름은 24 mm (19~28 mm), 평균 상완골두 두께는 19 mm (15~24 mm)로 보고 되고 있다⁷⁾.

상완골 두는 중심부의 80%가 구형이며 주변부 20%는 관상면 (coronal plane) 보다 축상면 (axial plane) 의 반지름이 2 mm 정도 작은 탄원형의 모양을 하고 있다. 그러나 현재의 상완골두 인공관절 치환물은 대부분 구형으로 제작되어 사용되고 있으며 이러한 mismatch에 의한 차이는 없는 것으로 보고되고 있다⁷⁾.

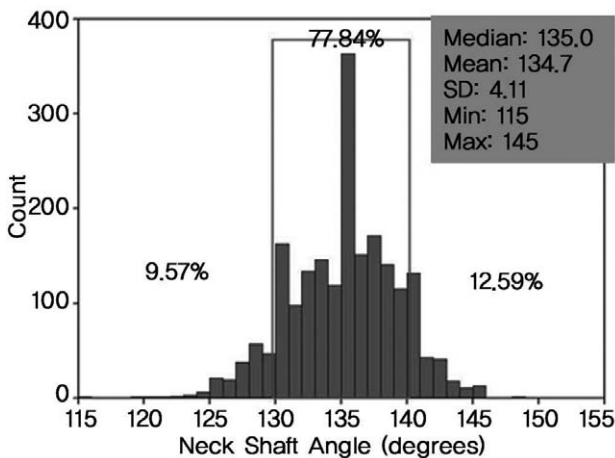


Fig. 1. Histogram of neck shaft angle for a total of 2058 humeri. 77.84% of the humeri were between 130 and 140 degrees.

3) 상완골 두 오프셋 (Humeral head offset) (d, e, f in Fig. 2)

상완골 두의 중심과 상완골 간부의 중심선의 상완골 두로의 연장선상은 일치하지 않으며 이 두 점과의 차이는 3차원의 개념이지만 실제로는 2차원적인 관상면과 축상면으로 표시한다. 관상면에서 상완골 두 오프셋은 상완골 간부 중심선에서 내측으로 7~9 mm 정도이며 축상면에서는 후방 2~4 mm로 측정된다⁷⁾.

4) 골 두-대결절 높이 (Head to greater tuberosity height) (i in Fig. 2)

상완골두의 가장 상부점과 상완골 대결절의 가장 상부 점과의 거리로 평균 8 mm 이며⁷⁾ 인공관절 치환술 시 회전근의 긴장 및 충돌의 방지를 위하여 대결절보다 상완골두가 상부에 위치하도록 하는 것이 중요하다¹¹⁾.

5) 관절면 일치도 (Articular surface match) (a in Fig. 2)

정상적인 상완골두 표면과 치환된 상완골두 인공대치물의 표면이 일치하는 정도를 %로 표시한다. 상완골두가 중심부에서는 구형이나 주변부에서는 구형이 아닌데 비해 대부분의 상완골두 인공대치물은 구형이므로 표면의 일치 정도는 중심부 지름 15~20 mm 를 기준으로 측정 한다⁹⁾.

6) 후경사 (Retroversion)

측정 기준 및 측정 방법에 따라서 변이가 심하여 0도에서 55도까지 보고되고 있다. 대개는 해부학적 경부면

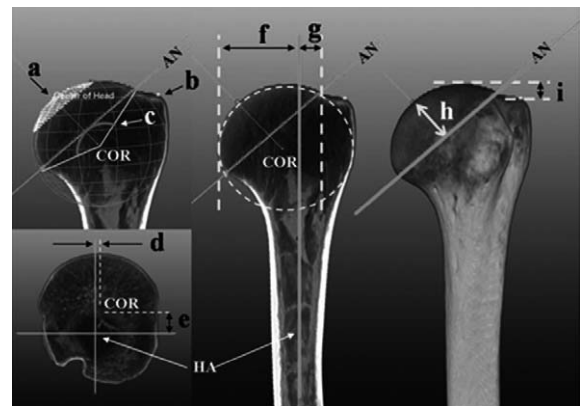


Fig. 2. Anatomic parameters. AN, anatomical neck; COR, center of rotation; HA, central intramedullary axis of the humeral diaphysis; a, central point of the head surface with the best fit sphere to the humeral head; b, apex of the greater tuberosity; c, articular arc; d, COR posterior offset; e, COR medial offset; f, humeral head offset; g, greater tuberosity offset; h, head height; i, tuberosity to humeral head height.

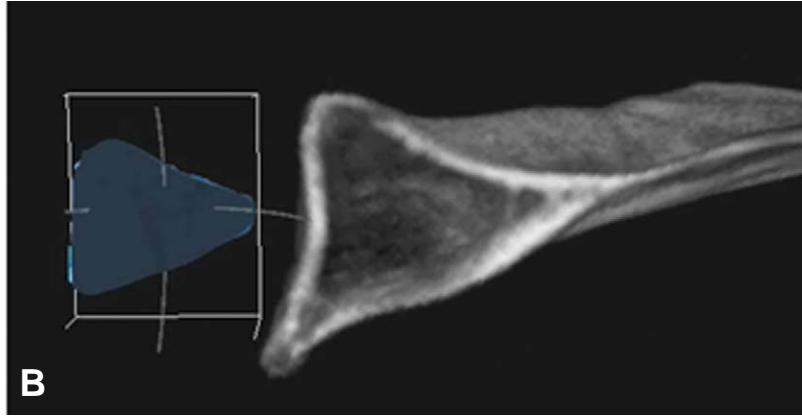
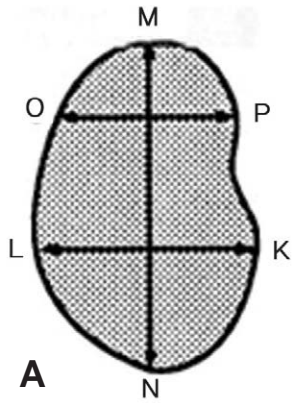


Fig. 3. (A) The glenoid dimensions measured in the sagittal plane include the superior-inferior dimension (MN), the anterior-posterior dimension of the upper half (OD), and the anterior-posterior dimension of the lower half (KL). (B) The glenoid vault has a complex geometry with a regular shape that can be approximated by a model of stacked triangles.

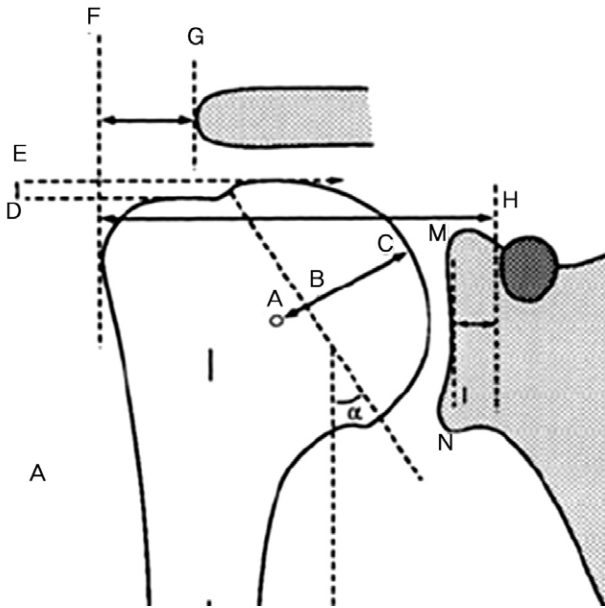


Fig. 4. Lateral glenohumeral offset (HF).

(anatomic neck plane)과 상완골 원위부 내상과 및 외상과를 연결한 선과 이루는 각도로 측정한다.

7) 관절와 (Fig. 3)

관절순을 제외한 상하 길이는 약 39 mm (30~48 mm)이며 전후방 길이는 관절와의 상방부가 평균 23 mm (18~30 mm)이며 하방부는 평균 29 mm (21~35 mm)로 상방부가 하방부보다 보다 짧아서 배 모양 (pear-shaped) 혹은 쉼표의 형태 (comma-like)이다⁷⁾. 관절와 vault는 삼각형을 겹쳐놓은 모형 (model of stacked triangles)으로 관절와의 크기와 성별에 관계없이 일정한 형태를 유지하는 것으로 알려

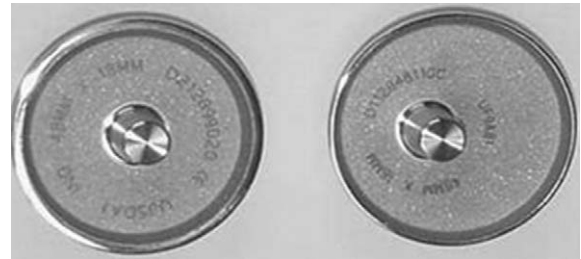


Fig. 5. Eccentric head (Right). Rotating the head around the off-center mechanism alters the offset accordingly.

져 있다^{2,10,15,16)}. 관절와의 반지름은 상완골두의 반지름과 완전하게 일치하지 않는 것으로 보고되고 있으며, 관절와 연골의 두께는 중심에서 주변부로 갈수록 두꺼워 지므로 관절와의 반지름 계측 시 고려해야 한다. 관상면에서 관절와의 반지름은 상완골두의 반지름 보다 대략 2~3 mm 큰 것으로 보고되고 있다⁸⁾.

8) 외측 관절와 상완 오프셋 (Lateral glenohumeral offset) (Fig. 4)

오구돌기의 기저부에서 상완골 대결절의 가장 외측 단까지의 거리를 의미하며 대개 54~57 mm (43~68 mm 범위)로 계측된다. 관절막의 긴장력, 회전근의 작용길이 및 삼각근의 모멘트암을 결정하는 중요한 요소 중의 하나이다^{7,8)}.

2. 인공치환물의 디자인 및 역학적 요인

1) 관절와 상완 관절면 일치도 (Glenohumeral articular conformity)

상완골 두의 반지름과 관절와의 반지름이 일치할 경우 conforming joint, 일치하지 않을 경우 noncon-

forming joint라 한다. 상완골두의 관절와에서의 움직임은 회전 (rotation)과 전이 (translation)로 구분되며 대부분 회전 운동이나 상하 및 전후방 전이 운동도 약 2 mm 정도 이루어진다. 관절운동 시 Conforming joint에서는 회전 운동이 주로 이루어지나 nonconforming joint에서는 전이 운동이 증가한다⁸⁾.

이론적으로 conforming joint가 less conforming joint보다 관절 작용력 (joint reaction force)을 좀더 넓은 부위에 균일하게 작용할 수 있게 하지만 highly conforming joint일 경우는 정상 견관절 운동에 나타나는 생리적 전이 운동이 있기 때문에 관절와 구조물에 작용하는 힘을 분산하는 역할을 하기보다는 편심성 부하 (eccentric load)로 작용할 수 있다. 실험적으로 일치도가 증가할 수록 관절와 구조물의 용골 (keel) 에 작용하는 인장 응력 (tensile stress)이 증가하며, 따라서 추후 관절와 구조물의 해리에도 영향을 미칠 수 있을 것이다. 4 mm 정도의 반경의 불일치가 정상적으로 일어나는 1~2 mm 정도의 전이를 유발할 수 있다고 하며, 임상적으로 6 mm 이상의 반경 불일치를 가지는 실험 군에서 그 이하의 실험 군에서보다 관절와 구조물 주위의 방사선 상 투과선의 형성이 더 적은 것으로 보고 되었다^{4,6)}.

2) Normal and prosthetic kinematics depending on anatomic factors

- 골 두 크기

이론적으로 모든 상완골 두의 85%는 2 mm의 오차 범위에서 8가지 크기 (반지름, 두께)의 조합으로 치환 가능하다. 대개 상완골 두의 두께는 20~30 mm로 상완골 두 반지름의 약 3/4에 해당한다¹²⁾. 정상 해부학적 상완골 두의 크기에 가장 가깝게 치환하는 것이 가장 중요하며 상완골 두의 두께가 정상적인 크기보다 5 mm 커짐에 따라 관절운동 범위가 20~30도 정도 줄어들고 사상 전이 (oblique translation)가 된다. 반대로 상완골 두의 크기가 5 mm 감소함에 따라 관절운동에 필요한 표면 굴 (surface arc)의 감소로 역시 비슷한 정도의 관절운동의 감소를 초래한다. 또한 정상 크기보다 작은 상완골두 치환물은 관절와 구조물에 점 부하 (point loading)을 유발하고, 정상적인 관절와 상완 전이를 변형시키며, 관절운동 시 상완골 대결절이 견봉 등의 주위 구조와 충돌 할 수 있다⁸⁾.

- 경간각 (Neck-shaft angle)

정상 해부학적 상완골 경간각에 맞는 인공 대체물을 치환하는 것은 매우 중요하며 경간각의 차이를 상완골 두의 두께 나 반지름, 오프셋 등의 변화로 교정하는 것은 어려울 뿐 아니라 바람직하지 않다^{1,9)}. 특히 정상적

인 범위 130~140도를 벗어나는 내반 및 외반 경간각을 가지는 상완골에서는 특히 유의하여야 하며 이러한 경우 정상적인 해부학 복원을 위한 수술 술기에 대해서는 후반부에 다루고자 한다. 최근에는 경간각의 조절이 가능하고 다양한 크기의 상완골두, 편심성 골 두 (eccentric head)가 개발되어 사용되고 있으며 (Fig. 5) 이로 인해 내반 및 외반의 경간각을 갖는 상완골 두에 대한 정상 해부학적 복원이 상당히 수월하게 되었으나 그 술기가 복잡하고 국내에서의 사용이 극히 제한적인 실정이다.

- 골 두 절골술 (골 두 염전)

정상 상완골의 경간각이 다양한 것과 마찬가지로 상완골의 염전 (version)도 0~55도로 다양하게 보고되고 있으나^{7,8)} 실제 인공관절 치환술의 술기에서는 30~45도 정도의 후경사를 권장하고 있으며^{8,12)} 수술 시에도 대개 술부의 전완부를 30~45도 외회전시킨 후 바닥에 직각으로 상완골 두 절제를 한다. 이러한 경우 일반적인 후경사를 가지는 상완골 두에서는 큰 문제가 없을 것이나 후경사 정도가 작은 상완골에서도 똑같이 적용할 경우에는 정상적인 해부학 복원이 어려울 뿐 아니라 후방부의 회전근 부착부에 손상을 줄 수 있다. 따라서 상완골 두의 절골 시 경간각과 함께 후경사의 정도도 반드시 고려하여 절골술을 시행하여야 할 것이다.

- 관절와 구조물 (Keel vs. peg vs. anchor peg)

관절와 구조물의 방사선상 투과선 형성은 상완골 삽입물 보다 상당히 높은 빈도로 발생하고 있으며 30~96%까지 다양하게 보고되고 있다^{7,8)}. 그러나 이 중 임상적으로 의미있는 관절와 구조물 해리는 0~12.5%로 적지만 재수술의 가장 중요하고 흔한 원인이 되고 있다. 관절와 구조물은 keel type, multiple peg type, anchor peg type 등으로 나눌 수 있으며 keel type에 비해 multiple peg type 이 부하를 균일하게 배분하기 때문에 전단 응력 (shear force)에 대하여 안

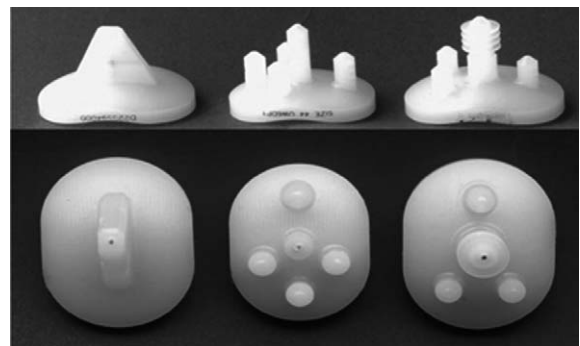


Fig. 6. Glenoid component (keel type, peg type and anchor peg type).

정성이 크고, 해리에 대한 저항성 (loosening performance)도 좋다는 보고 들이 있으나¹⁷⁾ 임상적인 의의에 대해서는 아직 논란의 여지가 있다. 최근에는 중심부위에 cementless peg을 포함하는 anchor peg type이 개발되어 사용되고 있으며 이는 골과 치환물 사이의 생체적 고정 (biologic fixation)에 유리한 것으로 알려져 있다 (Fig. 6).

3. 상완골 경간각의 변이에 따른 수술 술기

1) 해부학적 경부에서 절골 시 (Osteotomy at the anatomic neck)

견관절 인공관절 치환술시 상완골 경부에서의 절골은 해부학적 경부에서 시행을 하거나 인공관절 시스템에 포함되어있는 가이드를 이용하여 고정된 각도로 절골하는 방법이 있으며, 술자의 경험 및 기호에 따라 선택하여 시행 할 수 있다. 해부학적 경부에서의 절골은 상완골 두 주위 경부에 형성된 골극 등을 제거한 후 정확한 위치를 확인하여 시행하여야 하며 이 경우 상완골의 경간각이 표준의 범위 즉, 130~140도 범위일 경우에는 큰 문제가 없으나, 약 20%의 빈도를 보이는 내반 또는

외반의 범위에 있는 상완골에 있어서는 절골된 경부의 각도가 해부학적 경간각이 되므로 여기에 삽입될 인공관절 삽입물의 경간각도 내반 및 외반의 경간각에 대응되어야 한다. 경간각 조절이 가능한 인공삽입물의 경우 각도를 조절함으로써 이에 대응되도록 할 수 있으나 현재 국내에서 사용되고 있는 인공삽입물의 경우 그 각도 조절이 제한적이거나 조절할 수 없는 것이 대부분이다. 따라서 경간각이 표준 범위를 벗어나는 상완골의 인공관절 치환술 시 해부학적 경부에서 절골을 할 경우 일반적인 인공관절 삽입물로 치환하면 인공관절 삽입물의 경간각과 상완골의 경간각의 차이 만큼의 틈이 생기게 되어 정상 해부학적 복원이 불가능하게 된다 (Fig. 7)⁹⁾.

2) 고정된 경간각으로 절골 시 (Osteotomy at the fixed angle)

대개의 인공견관절 시스템은 삽입물의 경간각에 따른 경부 절골 가이드가 있으며, 경간각을 조절할 수 없는 고정된 삽입물을 사용할 경우에는 이러한 가이드를 이용하여 인공삽입물의 경간각에 맞추어 절골하는 것이 이상적이다. 그러나 이 경우에도 절골의 시작점을 제대로 잡지 않을 경우 회전근 및 대결절에 손상을 주거나

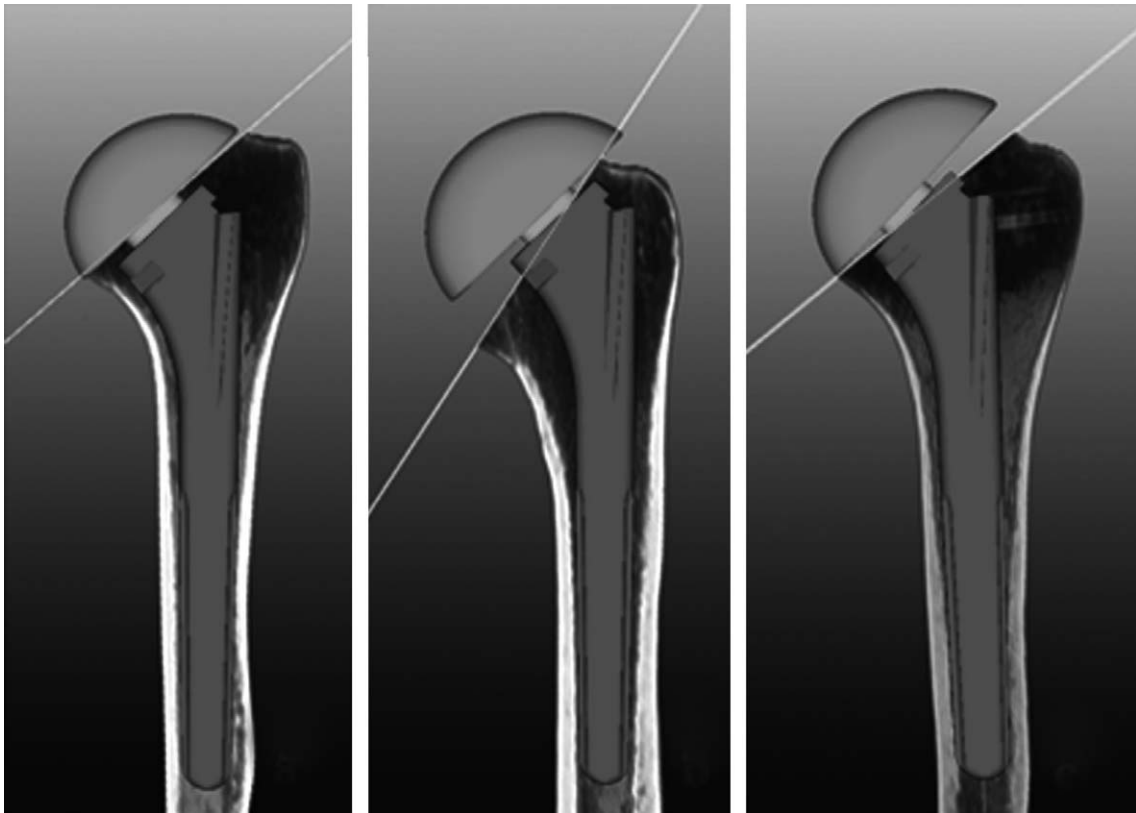
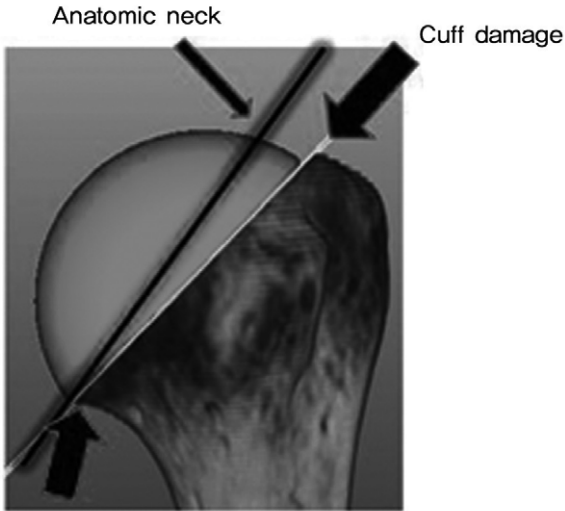


Fig. 7. A fixed angle prosthetic and humeral osteotomy at the anatomic neck for humeri with standard (A), varus (B), and valgus (C) neck shaft angle; In humeri with a high varus or valgus neck shaft angle, there is always gap between the implanted fixed angle prosthetic and the surface of cut neck.



If cut starts from inf-med

Fig. 8. For the osteotomy in Humeri with varus neck shaft angle, the cut should start from the superolateral point of the anatomical neck to avoid damaging rotator cuff and greater tuberosity.

상완골 골간단에 손상을 주어 정상 해부학 복원이 어려워 질 수 있다. 특히 내반 범위의 상완골의 경우 절골술의 시작점을 하내측 (inferomedial)으로 할 경우 135도 각도의 가이드는 대결절 및 회전근을 통과하므로 손상을 줄 수 있다. 따라서 이 경우는 상외측 (superolateral)에 절골 시작점을 두어야 할 것이다. 반면에 외반 범위의 상완골의 절골술 시작점을 상외측 (superolateral)으로 할 경우 상완골의 골간단이 포함이 되므로 인공 삽입물을 안정적으로 위치시킬 수 없게 된다. 따라서 이 경우는 내반 범위의 상완골과는 반대로 상완골 절골의 시작점을 하내측 (inferomedial)에 두어야 한다 (Fig. 8)⁹⁾.

표준 범위 (130~140도)의 경간각에서는 문제가 되지 않으나 내반 및 외반 범위의 경간각의 상완골에 대한 인공관절 치환술시 이러한 술기에 의해 절골술을 시행할 경우 해부학적 경간각과 고정된 각도와 차이만큼 상완골두가 절골 후 남게 되며 따라서 치환되는 인공 골두의 크기도 작아지게 된다. 이러한 인공 골두의 크기 감소가 술 후 관절운동에 영향을 미치는지는 알려진 바 없으나 잔존하는 골두가 치환된 인공 골두와 연속 선상에 있도

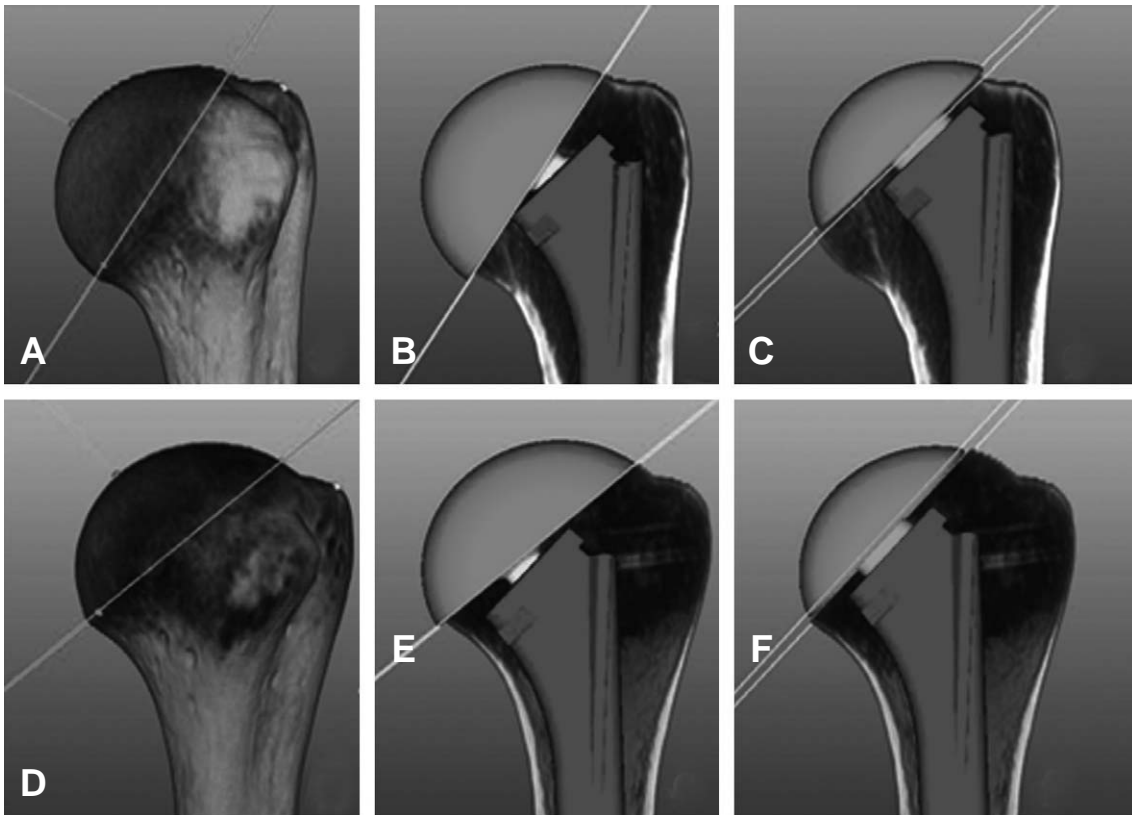


Fig. 9. (A) Humeri with varus neck shaft angle, (B) An adjustable prosthetic and humeral osteotomy at the anatomic neck, (C) A fixed angle prosthetic and the 135-degree-osteotomy with cut modification (the osteotomy started from the superolateral point of the neck plane), (D) Humeri with valgus neck shaft angle, (E) An adjustable prosthetic and humeral osteotomy at the anatomic neck, (F) A fixed angle prosthetic and the 135-degree-osteotomy with cut modification (the osteotomy started from the inferomedial point of the neck plane).

록 최대한 잘 다듬어야 할 것이다 (Fig. 9)⁹⁾.

결 론

견관절 인공 관절 치환술의 궁극적인 목표인 정상 해부학의 복원을 위해서는 개인에 따른 해부학적 변이, 인공관절 치환물의 크기 및 삽입 위치 등을 고려하여야 할 것이다. 또한 이러한 변이를 수용할 인공 삽입물의 종류 및 크기가 다양하지 않은 상태에서 수술 술기를 상황에 맞게 적절히 변형 시킴으로써 최선의 결과를 기대할 수 있을 것이다.

REFERENCES

- 1) **Boileau P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C:** Proximal humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 442: 121-130, 2006.
- 2) **Codsi MJ, Bennetts C, Gordiev K, Boeck DM, Kwon Y, Brems J, Powell K, Iannotti JP:** Normal glenoid vault anatomy and validation of a novel glenoid implant shape. *J Shoulder Elbow Surg*, 17: 471-478, 2008.
- 3) **Delude JA, Bicknell RT, MacKenzie GA:** An anthropometric study of the bilateral anatomy of the humerus. *J Shoulder Elbow Surg*, 16: 477-483, 2007.
- 4) **Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA:** The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 77: 555-563, 1995.
- 5) **Hertel R, Ballmer FT:** Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg*, 11: 331-338, 2002.
- 6) **Iannotti JP, Spencer EE, Winter U, Deffenbaugh D, Williams GR:** Prosthetic positioning in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 14: 111S-121S, 2005.
- 7) **Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans B, Misra S:** The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am*, 74: 491-500, 1997.
- 8) **Iannotti JP, Williams GR:** Biomechanics of the glenohumeral joint: Influence on shoulder arthroplasty. In; **Iannotti JP, Williams GR ed. Disorders of the shoulder: Diagnosis and management. 2nd ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins: 633-653, 2007.**
- 9) **Jeong J, Bryan J, Iannotti JP:** Effect of a variable neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy. *J Bone Joint Surg*, 91: 1932-1941, 2009.
- 10) **Kwon YW, Powell KA, Yum JK, Brems JJ, Iannotti JP:** Use of three-dimensional computed tomography for the analysis of the glenoid anatomy. *J Shoulder Elbow Surg*, 14: 85-90, 2005.
- 11) **Nyffeler RW, Sheikh R, Jacob HAC, Gerber C:** Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. *J Bone Joint Surg Am*, 86: 575-580, 2004.
- 12) **Pearl ML:** Proximal humeral anatomy in the shoulder arthroplasty: Implication for prosthetic design and surgical technique. *J Shoulder Elbow Surg*, 14: 99S-104S, 2005.
- 13) **Pearl ML, Kurutz S:** Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 81: 660-671, 1999.
- 14) **Roche C, Angibaud L, Flurin PH, Wright T, Fulkerson E, Zuckerman J:** Anatomic validation of an anatomic shoulder system. *Bulletin of Hospital for Joint Diseases*, 63: 93-97, 2006.
- 15) **Scalise JJ, Bryan J, Polster J, Brems JJ, Iannotti JP:** Quantitative analysis of glenoid bone loss in osteoarthritis using three-dimensional CT scans. *J Shoulder Elbow Surg*, 17: 328-335, 2008.
- 16) **Scalise JJ, Codsi MJ, Bryan J, Iannotti J:** The three-dimensional glenoid vault model can estimate normal glenoid version in osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*, 17: 487-491, 2008.
- 17) **Williams GR, Wong KL, Pepe MD, Tan V, Silverberg D, Ramsey ML, Karduna A, Iannotti JP:** The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translation, range of motion, and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg*, 10: 399-409, 2001.
- 18) **Wirth MA, Ondrla J, Southworth C, Kaar K, Anderson BC, Rockwood CA:** replicating proximal humeral articular geometry with a third-generation implant: A radiographic study in cadaveric shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, 16: 111S-116S, 2007.

초 록

목적: 건관절 인공관절 수술의 궁극적인 목표는 정상 건관절 해부학의 복원이다.

대상 및 방법: 건관절의 정상 해부학은 개인에 따라 다양하므로 수술 전 이를 정확하게 파악하여야 하며, 정상 해부학의 변이에 따라 인공관절 삽입물이 적절하게 변형되어 삽입되어야 한다.

결과 및 결론: 따라서 인공 건관절 치환술의 최선의 임상 결과를 위해 고려하여야 할 해부학적 요인, 인공 치환물의 요인, 수술 술기에 따른 요인에 대하여 알아 보고자 한다.

색인 단어: 건관절, 인공치환물, 역학