

인공관절 치환물의 진화

송은규 · 선종근* · 박경순 · 윤택림 | 화순전남대학교병원 정형외과

The evolution of total knee and hip joint arthroplasty

Eun-Kyoo Song, MD · Jong-Keun Seon, MD* · Kyoung-Soon Park, MD · Taek-Rim Yoon, MD

Department of Orthopedic Surgery, Chonnam National University Hwasun Hospital, Hwasun, Korea

*Corresponding author: Jong-Keun Seon, E-mail: eksong@chonnam.ac.kr

Received December 15, 2010 · Accepted January 5, 2011

The evolution of total joint replacement is not merely of historical interest. We review the historic development of total joint arthroplasty to look at what has been selected and what has not selected in the past. For more than 30 years, total joint arthroplasty has been progressively developed to improve functional outcomes and survivorship. There has been debate regarding the presence of posterior cruciate ligament (cruciate retaining vs. posterior stabilized) and bearing articulation (fixed vs. mobile). Unicompartmental knee arthroplasty is used through minimally invasive surgery with relatively good results. Still, liner wear and limitation in the range of motion were concerns, prompting the development of highly cross-linked polyethylene and hyperflexion design prostheses. Although there have been a number of improvements in the design and concepts behind hip joint arthroplasty for many years, fixation methods and bearing surfaces are still in debate. Future developments in total joint arthroplasty should be focused on improved function, wear reduction, enhanced kinematics, and increased range of motion. We can look forward to further advancements in total joint arthroplasty in the area of new materials and designs.

Keywords: Total joint arthroplasty; History; Development

인공슬관절 치환술

40년이 다 되어가는 근대적 형태의 인공슬관절 치환술(knee arthroplasty)의 진화과정은 역사적으로 실패와 재발견의 반복이다. 초창기(1970-1974)의 인공슬관절 치환술에는 unicondylar, duocondylar, 또는 경첩(hinged) 방식의 치환물을 선택하여 사용하였으나 성공률이 좋지 못하여 도태되었다. Total condylar 방식의 치환물이 성공적으로 개발되어 후방 십자인대 대치형 인공슬관절 치환

술의 모델이 되었다. 최근에는 특정 환자들에게 unicondylar 치환물이 성공적인 결과를 보여주었고, 구속형(constrained)과 경첩형 두 가지 치환물도 각각 재수술이나 복합수술 등에서의 유용성을 인정받고 있다. 고정형 베어링(fixed-bearing) 관절의 문제를 개선하기 위하여 가동형 베어링(mobile-bearing) 관절이 개발되었으며, 최근 신소재의 개발로 무시멘트 고정 인공슬관절 치환물이 다시 관심을 끌고 있으며, 또한 세라믹이나 교차결합 폴리에틸렌 같은 신소재의 개발과, 굴곡을 최대화하고 운동성과 내구성을 높이기 위



한 인공관절 디자인, 최소침습 수술 등 인공슬관절 치환술의 끊임없는 개선이 시도되고 있다.

1. 인공슬관절 전치환술

1) 초기의 인공슬관절 모델

(1) 삽입물(interposition)과 표면 재건(resurfacing) 인공관절 치환술

Ferguson [1]은 슬관절의 연골부분을 절제하여 연골하골 표면(subchondral surface)으로 슬관절 운동을 시도하는 절제 인공관절술(resection arthroplasty)을 시도하였으나 그 결과가 좋지 않았고 1863년에 Verneuil에 의해 관절면을 재건하기 위해 연부조직을 삽입하는 삽입물 인공관절술(interposition arthroplasty)이 제안되었다. 그 이후 돼지 방광, 나일론, 대퇴근막, 무릎 전면부 활액낭, 셀로판 등을 이용한 삽입물 인공관절술이 이용되었으나, 그 결과들이 좋지 않아 더 이상 시행되지 않았다.

고관절에서의 mold arthroplasty의 성공적 결과에 힘입어 Campbell과 Smith-Peterson에 의해 금속 대퇴부 mold arthroplasty가 고안되었으며[2], McKeever와 MacIntosh에 의해 경골의 반관절치환술(hemiarthroplasty)이 고안되었으나 동통 완화 효과가 미흡하고 초기에 치환물의 실패가 많아 널리 사용되지 못하였다[3].

(2) 경첩형 치환물

Walldius [4]에 의해 대퇴골과 경골의 관절면을 모두 대체하는 경첩형 치환물이 1950년대에 개발되어 사용되기 시작하였다. 경첩형 치환물은 골수강내 스템(stem)이 인공슬관절을 스스로 정렬하게 만들고, 치환물의 기계 구조적으로 안정하기 때문에 모든 인대들과 연부조직들을 제거할 수 있어 기술적으로 이용하기에 수월한 장점을 가지고 있다. 하지만 이러한 단순 경첩형 치환물은 슬관절의 복잡한 운동을 재현할 수 없고, 치환물과 골 접촉면으로의 과도한 부하 전달에 의한 조기 해리(loosening) 및 감염으로 인한 실패율이 높아 널리 사용되지 못하였다.

2) Bicompartmental prosthesis

1971년 Gunston [5]은 다중심(polycentric) 인공슬관절 치환물을 개발하였다. 이는 Charnley의 저마찰 고관절치환

술의 개념들을 도입한 것이었다. Gunston의 인공슬관절은 대퇴부 condyles의 뒷부분을 대신하는 반구 형태의 대퇴 치환물과 고밀도 폴리에틸렌으로 구성된 비교적 편평한 경골 치환물로 이루어져 있다. 이 구조물들은 골 시멘트로 골에 고정하여 'femoral roll-back'이라고 알려진 복잡한 움직임을 재현하도록 했다. 다중심 인공슬관절 치환물은 슬관절의 향상된 운동범위 및 가동성 덕분에 초반에 성공을 거뒀으나 치환물의 고정이 불충분하여 실패하였다.

Geomedic 인공슬관절 치환물은 1972년 Mayo Clinic의 Coventry 등[6]에 의해 소개되었으며, 폴리에틸렌 경골 받침 부분이 하나의 구조로 되어있어 시상면에서 대퇴 condyles 치환물과 관절을 이루도록 하였다. 이 디자인은 원래 십자인대를 유지하려 하였으나 십자인대 때문에 관절운동을 많이 얻을 수 없었다.

Freeman 등[7]의 Imperial College London Hospital 디자인은 관절낭과 측부인대의 장력에 의해 시상면에서 대퇴 치환물과 경골 치환물이 "roller-in-trough" 개념으로 개발되었다. 전방 및 후방 십자인대는 보통 제거하였다. 경골 치환물은 가능한 감염 위험성을 최소화 하고 salvage procedure로서의 슬관절 기능을 최대화하기 위해 골수강내 스템이 없었다. 따라서 경골 치환물의 해리가 이후에 주요 단점이 되었다.

1970년대 중반에 개발된 duocondylar 치환물은 해부학적으로 슬관절과 유사하게 디자인되었다[8]. 대퇴부 치환물은 두 개의 unicondylar 치환물이 앞쪽의 bridge에 의해 연결되어 있고 두 개의 편평한 경골 받침과 관절하는데, 이 받침 구조는 이전의 다중심 인공슬관절 치환물에 비해 훨씬 넓었다. 하지만 이 디자인에서는 경골 치환물의 붕괴와 변형이 흔했다.

3) Tricompartmental prosthesis

1970년대 초에 다음의 3종류의 condylar 치환물이 개발되면서 근대적인 인공슬관절의 시대가 시작되었다고 볼 수 있다. 첫째, 1976년 Hospital for Special Surgery에서는 Ranawart 등[8]에 의해 duocondylar 치환물이 개발되었고, 둘째, Coventry 등[6]은 geometric 치환물을, 셋째, Townley[9]는 anatomic 치환물을 개발하였다. 이러한 condylar 치환물은 전후방 십자인대를 모두 보존하여 슬관절의

안정성을 제공하였고, 골 시멘트를 사용하여 골에 고정하였다. 그러나 초기의 condylar 치환물중 geometric type과 anatomic type은 고정 부위의 조기 해리로 인한 실패로 생산이 중단되었으며, duocondylar type은 Hospital for Special Surgery를 축으로 연구를 통한 수정 보완으로 1976년 Walker 등[10]에 의해 경골 스템을 가진 최초의 total condylar 치환물로 진화되어 오늘날 후방 십자인대 대체형 인공슬관절의 초기 형태가 되었다. Total condylar 치환물은 전방 및 후방 십자인대를 제거하는 디자인이다. Chrome cobalt로 구성된 대퇴 삽입물은 편평한 슬개골 trochlear groove를 가진 이중 만곡의 대칭적인 대퇴과를 특징으로 하였다. 경골 삽입물은 전체가 폴리에틸렌으로 되어 있으며 굴곡과 신전 상태에서 적합성(conformity)이 좋고, 경골 관절면에 전방과 후방 lip이 있으며, 중앙 관절면에 융기(eminence)가 있어 전후방 및 내외측 안정성을 얻을 수 있었다. 또한 경골 삽입물에 스템이 있어 비대칭적인 부하에도 견딜 수 있게 고안되었다. 슬개골 삽입물은 반구형으로 전체가 폴리에틸렌으로 구성되었으며, 중앙에 고정 lug이 있어 골 시멘트로 고정하도록 되어있었다. 이러한 초기의 total condylar 치환물의 특징은 지금 사용되는 대부분의 인공슬관절 치환물에도 반영되어 있다. 이러한 total condylar 치환물의 발전과 더불어 후방 십자인대를 보존하는 duocondylar 치환물의 변형인 duopatellar 치환물이 개발되었다. Duopatellar 치환물은 대퇴 삽입물의 trochlear groove를 해부학적으로 정상 슬관절과 비슷하게 고안하였으며, 폴리에틸렌으로 만들어진 슬개골 삽입물과 관절을 이룰 수 있게 하였다. 경골 삽입물의 초기 모델은 내측과 외측이 분리되어 있었으나 이후 내측과 외측이 연결된 일체형이 개발되어 사용되었다. Duopatellar 치환물은 kinematic condylar 치환물로 발전되어 1980년대에 널리 사용되었다[11]. 초기의 total condylar 치환물은 굴곡 각격(flexion gap)의 균형이 맞지 않으면 굴곡 시 roll-back이 생기지 않고 경골부가 후방으로 이탈구되어 운동범위가 감소하는 문제점이 있었다. 초기의 임상 결과에 의하면 평균 운동 각도는 약 90-100° 정도였다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 Insall 등[12]이 후방 십자인대 대체형 인공슬관절의 대퇴 치환

물에 cam을, 경골 치환물에 post를 더해 70° 정도 굴곡되었을 때 대퇴 치환물의 후방 전위를 도모해 굴곡을 증가시키기 위한 인공관절을 개발하였다. 이러한 Insall-Burnstein과 Kinematic 치환물이 근대적인 인공슬관절 치환물의 근간이 되었다. 그러나 근대적 인공관절의 디자인적 발전에도 불구하고 1980년대와 1990년대에 인공슬관절 후에 대퇴슬개관절의 합병증이 많이 발생하여, 현재 사용되고 있는 인공관절은 대퇴슬개관절의 접촉부위를 증가시키고 슬개골의 외측 전위를 막을 수 있게 고안되어 사용되고 있다. 지금부터 여러 가지의 인공슬관절 치환물의 종류와 각기 장점과 단점에 대해서 알아보도록 하겠다.

(1) 후방 십자인대 보존형 및 대체형 인공슬관절

모든 인공슬관절의 경우에 전방 십자인대를 제거하는 것을 원칙으로 하고 있지만 후방 십자인대는 인공관절의 종류에 따라 보존하기도하고 절제하기도 한다. 후방 십자인대를 유지하는 보존형은 대체형보다 계단오르기 같은 운동기능을 수행하는데 더 낫다고 인식되고 있으며, 또한 골 소실이 적어 재치환술이 용이하다는 장점이 있다. 하지만 퇴행성관절염을 가진 슬관절은 주위의 모든 연부조직이 구축되어 있어 후방 십자인대를 보존하는 경우 연부 조직의 균형이 쉽지 않은 것으로 되어 있으며, 후방 십자인대의 조임으로 폴리에틸렌 삽입물에 과도한 압력 증가로 인해 인공관절 조기실패의 원인이 될 수 있다[13]. 후방 십자인대 대체형의 경우 비교적 심한 변형을 가진 퇴행성 슬관절의 경우에도 인대 균형이 쉽고 60-70° 굴곡에서 경골 치환물의 post가 대퇴 치환물의 cam에 접촉되면서 대퇴골의 후방전위를 유도하므로 비교적 만족할 만한 roll-back을 가능하게 해 슬관절의 충분한 굴곡을 얻을 수 있다는 장점이 있다(Figure 1)[14]. 그러나 intercondylar notch의 골 소실로 인해 추 후 재치환술이 힘들고 대퇴골이 작은 환자에서는 수술 중이나 수술 후에 골절이 생길 수 있다는 단점이 있다. 그러나 생체 역학적인 면에서는 아직까지 후방십자인대 보존형이나 대체형 모두 정상적인 슬관절의 생체 역학을 복원하지는 못하며 지속적인 연구 개발이 필요하다 하겠다. 임상적인 결과에 있어서는 두 인공슬관절 간의 차이가 없다는 의견이 지배적이다.



Figure 1. Posterior-stabilized prosthesis showing that the post-and-cammechanism offers no restraint to varus or valgus stability.

(2) 고정형과 가동형 베어링 디자인

전통적인 고정형 베어링 인공슬관절 치환물은 시술 후 10-15년 정도 매우 좋은 임상결과를 보이고 있다. 하지만, 젊은 환자에서는 폴리에틸렌 마모에 의한 장기 내구성에 문제가 발생할 수 있다. 폴리에틸렌 마모는 근본적인 재료 자체의 개선과 관절면에서의 접촉 스트레스를 감소시킴으로써 감소될 수 있다. 접촉 스트레스 감소는 대퇴골 치환물과 폴리에틸렌 삽입의 적합성을 증가시킴으로써 이뤄질 수 있다. 하지만, 고정형 베어링 인공관절에서는 적합성과 자유로운 운동범위 사이의 trade-off(한쪽이 증가하면 다른 쪽은 감소하게 되는 현상) 때문에 접촉 스트레스에 관한 두드러진 개선은 현실적으로 불가능하다. 그리하여 고정형 베어링 인공슬관절의 문제를 해결하고자 접촉 스트레스를 줄이고 운동의 자유도가 유지되는 가동형 베어링 인공슬관절 치환물이 개발되었다. 1986년, Goodfellow와 O'Connor [15]에 의해 bicondylar형의 가동형 베어링 인공슬관절인 Oxford 인공슬관절이 최초로 개발된 이후로 Beuchel과 Pappas [16]는 적은 접촉 스트레스를 특징으로 하는 low contact stress라고 알려진 난월판 지지 치환물을 개발했다(Figure 2). 그러나 이러한 가동형 베어링 치환물의 경우 굴곡 신전 간격



Figure 2. Low contact stress prosthesis (Courtesy of Dr. DePuy).

균형이 맞지 않은 경우 베어링이 이탈될 수 있다는 단점이 있다. 유럽에서는 이 가동형 베어링 치환물이 수십 년 동안 임상적으로 사용되어 좋은 결과를 보고하고 있으나 최근 연구들에 의하면 고정형 베어링 치환물을 사용한 인공슬관절 치환술의 결과와 차이가 없다.

(3) 무시멘트형 및 시멘트형 치환물

골 시멘트 고정의 장기 추시 상의 내구성에 대한 고민은 1980년에 무시멘트 고정형 디자인의 인공슬관절 치환물의 개발을 촉진시켰다. Hungerford 등[17]에 의해 개발된 첫 번째 디자인은 porous-coated anatomic이었다. 다른 예는 Miller-Galante, Miller-GalanteII, Tricon-M, Genesis, 그리고 Ortholoc 등이 있다. 불행하게도, 이러한 치환물을 이용한 인공슬관절의 높은 무균성 해리(aseptic loosening)는 시멘트형 인공슬관절보다 높은 실패를 가져왔다. 결과적으로, 무시멘트형 인공슬관절은 광범위하게 사용되지 못하였으나 최근에는 골의 ingrowth를 촉진시키는 새로운 재료가



Figure 3. The Legacy Constrained Condylar Knee prosthesis (Courtesy of Zimmer).

개발되면서 젊은 환자에서 다시 무시멘트형 인공슬관절의 사용이 시도되고 있다.

(4) 구속형 condylar 치환물

초기모델의 구속형 condylar 치환물은 Insall 등에 의해 고안되었고, 후방 십자인대 대치형 인공관절과 비슷하지만 폴리에틸렌의 post가 더 두껍고 길어, 뒤쪽에서의 움직임뿐 아니라 외반과 내반에 대해서도 어느 정도 안정성을 제공할 수 있도록 하였다[18]. 이러한 초기 모델은 Legacy Constrained Condylar Knee (LCCK; Zimmer, Warsaw, IN, USA)로 진화하였다(Figure 3)[19]. 그러나 LCCK를 이용한 인공슬관절에서도 과도한 구속 때문에 여전히 치환물의 해리에 의한 실패가 문제시 되고 있다. 그러므로 어려운 인공슬관절 치환술 중에는 구속이 필요한 정도를 고려하여 수술 중 사용 여부의 판단이 이뤄질 수 있다. 예를 들어, 심한 외반 슬관절에서는 LCCK 치환물을 사용하는 것이 좋을 수 있지만, 가능하다면 구속형 경골 삽입물보다는 후방 십자인대 대치형 경골 삽입물을 쓰는 것이 좋다.

(5) Cross-linked 폴리에틸렌 베어링 및 고도 굴곡형 인공치환물

지금까지 인공슬관절의 디자인과 재료의 발전에 힘입어

장기 생존율은 높아졌으나, 폴리에틸렌 베어링의 마모로 인한 인공슬관절의 재치환술이 적지 않게 필요한 점과 고도 굴곡이 불가능한 점이 인공슬관절 치환술을 받은 많은 환자들의 불만족의 원인이 되고 있다. 기존의 폴리에틸렌 베어링의 마모를 줄이고자 1990년대에 cross-linked 폴리에틸렌 베어링이 개발되어 인공슬관절에 사용되었으며, 그 효과도 입증되었다. 그러나 인공슬관절에 있어서는 아직까지 많이 사용되고 있지 않으며, 이에 대한 연구 또한 많지 않은 실정이다.

일반적으로 인공슬관절 치환물의 술 후 관절운동 범위는 대개 120° 미만으로 보고되고 있다. 이에 최근에는 정상 슬관절과 같은 정도의 운동범위를 얻고자 대퇴 치환물의 후과부를 두껍게 하여, 베어링과 접촉되는 면적을 넓힘으로써 접촉 압력을 적게하고 마모를 줄여, 고도 굴곡시의 안정성을 증가시킨, 고도 굴곡형 대퇴 삽입물이 개발되어 사용되고 있다. 또한 고도 굴곡시 발생할 수 있는 슬개건 인대와 베어링 간의 충돌을 베어링의 전방을 비스듬히 잘라낸 개념의 고도 굴곡형 베어링도 고안되었으며, 많은 실험 연구에서 기존 인공슬관절 치환물에 비해 고도 굴곡형 인공슬관절 치환물 사용시 적은 접촉 부하와 넓은 운동범위를 얻을 수 있다고 보고하였다. 그러나 두 인공슬관절 치환물을 사용한 임상비교 연구에 의하면 고도 굴곡형 인공슬관절 치환물에서의 슬관절 굴곡 범위의 증가에 대한 효과는 입증되지 않았다.

(6) Ultracongruent 폴리에틸렌 베어링

후방 십자인대 보존형 인공슬관절 치환물을 사용할 때 가장 중요한 것은 후방 십자인대의 균형을 맞추며, 수술 중 발생할 수 있는 후방 십자인대 파열에 의한 굴곡시 불안정성을 막는 것이다. 이러한 이유로 deep-dished 폴리에틸렌 삽입물, 또는 ultracongruent 삽입물이 개발되었다. 이 삽입물은 관상면과 시상면에서 중등도의 적합성을 지니는데 이는 삽입물의 전방 lip 부분을 올려, 굴곡시의 들어올려짐을 막고, 후방 아탈구(subluxation)을 막아, 궁극적으로 역설적 전방 전위 운동(paradoxical anterior translation)으로 생길 수 있는 edge loading을 막을 수 있다. 또한 ultracongruent 베어링을 사용함으로써 후방 십자인대 안정형 인공슬관절 치환물을 사용할 때 잠정적으로 발생할 수 있는 cam-and-post 부위의 마모현상을 줄일 수 있고, 대퇴과간



Figure 4. Unicompartmental knee system (B: Courtesy of Zimmer).

절흔 부위의 골 소실을 막을 수 있다. 또한 이 베어링은 인공 슬관절 치환술에서 후방 십자인대를 유지하면서 중등도 이상의 적합성을 줄 수 있는 구조물로서 사용될 수 있는 예전의 다른 특정한 치환물에서 볼 수 없는 새로운 개념이며, 후방 십자인대 보존형 및 대치형, 안정형의 비교 연구와 함께 임상적 결과에 대한 장기 추시가 필요할 것으로 생각된다.

2. 단일 구획 슬관절 치환술

1950년대부터 소개되어 지금까지 사용되고 있으나 아직 까지도 단일 구획 슬관절 치환술(unicompartmental knee arthroplasty) (Figure 4)에 대한 결과에는 논란의 여지가 많다. 1970년 초반에 몇몇 저자들이 단일 구획 슬관절 치환술에 대한 좋지 않은 결과를 내 놓았으나 그 후 약 10년 동안, 수술기법이 정교해지고, 적절한 환자의 선택으로 좋은 결과가 보고되고 있다[20]. 단일 구획 슬관절 치환술의 개념은 비교적 관절염의 정도가 심하지 않으며, 단일 구획에만 질환이 한정되어 있을 경우 사용될 수 있다. Repicci와 Eberle [21]의 최소 침습 방법(minimally invasive techniques)의 소개와 함께, 최근 단일 구획 슬관절 치환술은 많은 관심을 불러 일으켰다. 인공슬관절 전치환술과 비교해 볼 때, 단일 구획

슬관절 치환술은 전후방 십자인대를 보존하고 거의 정상에 가까운 슬관절의 운동을 회복시킨다는 장점이 있다. 또한 골 소실이 적다는 장점이 있기 때문에 이론상으로는 재치환술을 시행하기 더욱 용이하다[22]. 최근에 보고된 단일 구획 슬관절 치환술의 장기 생존률은 약 85-95%로 전치환술의 생존률과 비슷하게 보고되고 있어 적절한 환자의 선택과 정확한 술기가 사용된다면 좋은 수술법으로 받아들여지고 있다.

인공고관절 치환술

초기의 고관절질환 치료에는 관절 유합술이나, 신경절제술, 관절의 변연절제술 등이 시도되었으며, 현재 고관절 인공관절 전치환술에 이르기까지 지난 100여 년간 많은 발전을 이룩하였다. 많은 외과의사들과 생체 재료학자들이 발전에 기여하였고 그 중 John Charnley경은 그의 과거 많은 시술을 통한 배움을 바탕으로 인공관절에서 기존에 해결하지 못한 문제점을 해결하였다[23]. 현재에도 Charnley경에 의한 혁신적인 발전이 고관절 인공관절 전치환술에 있어서 기본이 되고 있으며, 이를 바탕으로 지속적인 발전과 진화를 거듭하고 있다.



Figure 5. Moor hemiarthroplasty prosthesis. There is a long stem fenestrated to reduce its weight.

1. 절골술과 개재 관절 성형술 (Interposition arthroplasty)

1826년 John Rhea Barton은 강직성 고관절에서 대전자와 소전사 사이에 절골술(osteotomy)을 시행하여 가관절을 만들어 주었고 이러한 것이 고관절 질환의 치료에 도움이 될 수 있음을 보고하였다[24]. 이런 치료는 초기에는 결과가 좋았으나 불행하게도 몇몇 성공의 사례를 제외하고, 대부분은 수술 후 6년 이내에 관절 움직임이 다시 사라지면서 결과가 좋지 못하였다.

이후 몇몇 외과의사들에 의해 관절 내에 다른 물질을 끼워 넣는 방법이 사용되었다. 1885년 Leopold Ollier 등은 침범된 관절에 지방조직을 끼워 넣는 방법을 사용하였다[25]. 그러나 이런 방법은 침가된 지방조직이 주위 골조직에 고정되지 못했기 때문에 결과는 좋지 못했다. 1918년 볼티모어의 Baer는 돼지 방광의 점막하층을 사용했으며[26], 이

탈리아 볼로냐의 Putti 및 멤피스의 Campbell, 보스톤의 Mac-Ausland는 삽입물로서 대퇴근막을 이용하였다[27-29]. 1913년 Loewe는 삽입물로서 피부조직을 사용했으며, 1955년에는 전층 두께의 피부를 삽입하는 방법이 핀란드의 Kalle Kallio에 의해서 소개되었다[30]. 이런 다양한 시도들은 결국 실패하였지만 이후에도 생체에 적합하면서 고관절에 주어지는 부하를 이길 수 있는 물질에 대해 다양한 연구가 진행되었다.

2. 금형(컵) 관절 성형술

보스톤의 Smith-Peterson은 1923년에 고관절 치환술에 있어서 다양한 재료를 이용하였다. 1923년 Smith-Peterson은 대퇴 골두를 재형성하는데 유리를 사용하였다[31]. 이런 물질은 생체 적합성은 있었지만 보행시 고관절에 주어지는 부하를 이길 만큼 강하지 않았고 곧 실패로 이어졌다. 이후에도 그는 플라스틱, 스테인리스 스틸 등과 같은 물질을 이용하였다. 그후 15년 뒤 vitallium을 이용하여 컵을 제작하는데 성공하였고 정형외과 수술에 있어서 최초의 무반응 금속합금이 되었다[32].

1936년 cobalt-chromium이 소개되면서 급격한 발전이 이루어졌다. 이 새로운 합금은 부식에 저항성을 가지고 있고 매우 강하였다. Smith-Peterson은 이후 약 10년 간 500여에서 좋은 결과를 얻을 수 있었다[33]. Smith-Peterson이 사망 후 2년이 지나고 그의 보조자였던 Aufranc는 Massachusetts General Hospital에서 Smith-Peterson vitallium cup을 이용한 1,000개의 고관절에서 82%의 양호하거나 만족스러운 결과를 얻을 수 있었다고 보고하였다[34].

그러나 이러한 술기에서 환자들의 통증의 경감 정도는 기대에 아직 미치지 못하였고, 관절운동 범위는 비교적 제한되었다. 또한 이러한 mold arthroplasty는 고관절의 수많은 관절 변형에 적용하기는 힘들었으며 따라서 다양한 형태의 인공 삽입물에 대한 연구가 지속되었다.

3. 인공 고관절 반치환술

비구의 표면치환술 대신, Frederick Thompson 및 Austin Moore는 골수강 내에 위치하는 금속 기구와 고관절 비



구에 맞아들어가게 되어 있는 금속구의 두 가지 부분으로 구성된 대퇴골두 인공삽입물을 개발하였다(Figure 5)[35]. Moore는 1940년 이런 금속 인공 삽입물을 처음 시도하였고 이를 'hemiarthroplasty'라고 명명하였으며 고관절 골절이나 해부학적 이상 등에 이용하였다. 그러나 이것은 대퇴골 부분만 치환하였고 문제가 있거나 질환이 있는 비구는 치환되지 않는 단점이 있었다. 이런 형태의 고관절 치환술은 1950년대에 대중화되었지만 비구의 관절염이 진행된다는 점과 대퇴부 삽입물의 적절한 고정 방법이 없어 많은 환자에서 해리에 의한 통증이 발생하였다[36].

4. 인공고관절 전치환술

1890년대 베를린에서 근무하는 Themistocle Gluck은 인간의 몸은 커다란 이물질도 허용할 수 있다고 설명했으며 합성수지와 석재 또는 석고의 복합체를 이용해 상아로 구성된 인공고관절을 고안하였다[37]. 이것은 비구부와 대퇴부를 가지고 있었으며 filter의 개념으로 시멘트를 사용하였다[38]. 이것이 근대적 고관절 전치환술(total hip arthroplasty)의 시작이라고 불리고 있다. 1938년 Philip Wile은 Still 병을 가진 환자 6명에서 스테인리스 스틸로 만들어진 조합된 비구와 대퇴 부분을 이용하여 고관절 치환술을 시행하였고[38] 이것이 현재의 고관절 전 치환술의 개념의 시작이라고 인정되고 있다.

영국의 Mckee, Farrar, Ring 및 미국의 Haboush, Urist, McBride 등에 의해 전 구성부품이 금속으로 구성된 조합이 소개되었다. 이러한 기구의 사용을 통해 고관절 인공관절 치환술에 대한 경험은 증가하였지만 해리나 마모 등에 의해 완벽히 만족스러운 결과를 얻지는 못하였다. 고관절 인공관절 치환술을 유용한 시술로 발전시키는데 있어서 기초를 세운 사람은 John Charnley 였다. Charnley [23]는 매우 적극적으로 대퇴 골두와 비구를 함께 치환하는 효과적인 방법을 추구하였으며 그의 가장 중요한 지적은 저 마찰 관절 치환술(low-friction arthroplasty)의 개념이었다. Charnley 이전의 모든 외과의사들은 해부학적 정상 구조와 같은 크기 및 구성의 인공물을 사용하였으나 Charnley는 대퇴골두의 직경을 22 mm까지 감소시켜 회전 마찰력을 크게 줄였다. 그 후

Muller는 32 mm 직경의 대퇴골두를 소개하였다. 1958년, Charley는 Teflon 삽입물로 마모된 비구를 치환하는 등의 시도를 하였으나 결과가 기대에 미치지 못하였으며 2년 뒤 그는 고분자의 폴리에틸렌을 적용하였고 결과는 만족스러웠다[39]. 그의 디자인으로 인해 인공 삽입물과 수술의 기술이 자리를 잡았고 이것을 인공고관절 전치환술의 탄생이라고 한다.

1) 시멘트형 삽입물

초기 메틸 메타아크릴레이트(methyl methacrylate)를 골 시멘트로 사용하여 인공 고관절 전치환술을 시행하는 것은 문제가 많을 것으로 생각되었다. 골을 절제하거나 reaming 할 때 발생하는 여러 오류들을 골 시멘트를 이용하여 채울 수 있었지만 이는 인공 삽입물의 해리를 더욱 조장하였다. 이에 대해 Robin Ling은 골 표면의 주의 깊은 준비 및 적절한 힘을 가해 골 속에 시멘트를 집어넣는 것이 중요하다고 지적하였고[40], Miller [41]는 낮은 점도의 시멘트를 소개하였다. 이후 Harris 등[42]은 개선된 시멘트 기술을 연구했으며 이를 대중화시켰다. 이후에도 시멘트를 이용한 고정은 기술의 개선을 거듭하면서 무시멘트성 대퇴 인공 삽입물 고정과 상관없이 하나의 훌륭한 고정의 방법으로 발전되어 현재에도 많이 사용되고 있으며 훌륭한 임상적 성공을 이루고 있다.

2) 무시멘트형 삽입물

시멘트를 사용하면서 발생하는 문제들을 해결하기 위해 더욱 시멘트를 사용하지 않고 다공성 표면을 가진 인공 삽입물을 사용하여 골의 내성장을 유도하는 방법 등의 생체학적인 고정을 위한 노력들이 진행되었다. 1960년대 후반과 1970년대 초반은 인공 삽입물 코팅에 있어 다공성 물질의 발전에 특히 수확이 많았던 시기이다. Hirschhorn과 Renolds는 삽입물로서 다공성 금속(코발트-크롬 합금)의 합성을 최초로 보고했으며[40], 1969년에는 Lueck 등이 다공성 티타늄 fiber composite 물질의 조합과 이식을 보고했다[43]. 그 이후에도 Rostoker와 Galante에 의해 섬유 금속물질은 계속 연구되었다[43]. 1970년대 다공성 코발트 크롬(porous cobalt chromium)에 대한 연구가 Welsh, Pillar, Cameron에 의해 지속되었고 Bobyn 등에 의해 발전을 거



Figure 6. Ceramic on polyethylene articulation.



Figure 7. Metasul metal on metal articulation.



Figure 8. Ceraminc on ceramic articulation with composed of ceramic head and ceramic threaded cup.

들하였다. Canine cortical bone model에서 mechanical push out 테스트에 기초하여 그들은 구멍의 크기가 작아도 모두 효과가 있다는 결론을 내렸으며 이 연구는 최근 사용하

는 다공성 코발트 크롬 코팅(porous cobalt chromium coating)에 있어서 기초가 되었다[43].

3) 관절면

인공관절의 발전에서 빼놓을 수 없는 것이 마모를 줄이기 위한 관절면(bearing surface) 소재의 발전이다. 폴리에틸렌은 과거 40여 년 이상 인공고관절 전치환술의 관절면 소재로 가장 많이 사용되어 왔으나 폴리에틸렌의 마모입자에 의한 골용해는 인공고관절 전치환술의 장기 생존에 영향을 줄 수 있는 요인으로 알려져 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 다양한 연구가 보고되고 있으며 교차결합 폴리에틸렌, 금속-금속 관절면, 세라믹-세라믹 관절면의 사용이 증가하고 있다[40,43].

(1) 교차결합 폴리에틸렌

1990년대 후반 폴리에틸렌의 마모 입자를 줄이기 위해 1세대 교차 결합 폴리에틸렌인 소개되었다. 이것은 방법의 차이는 있지만 폴리에틸렌을 가열 및 전자 빔 방사(electron beam radiation)로 교차결합을 증가시킴으로써 마모에 저항성을 높였다. 폴리에틸렌은 충격 등에 의한 파손이 적어 주로 비구부에 사용되고 있으며, 세라믹이나 코발트 크롬 합금 골두와 조합을 이루어 세라믹 대 폴리에틸렌 관절면 (Figure 6)과 금속 대 폴리에틸렌 관절면을 이룬다. 현재까지도 전세계적으로 가장 많이 쓰이고 있는 관절면이다.

(2) 금속 대 금속

금속 대 금속 관절면은 1930년부터의 긴 역사를 가지고 있다. 1938년 Wile에 의해 처음으로 사용되었으나 2차 세계대전으로 인해 그 기록이 소실되었고, 이후 1950년 McKee, 1959년 Sivash, 1964년 Ring, 1965년 McKee-Farr, Huggler, Muller 등이 이를 개량하여 사용하였다. 그러나 이런 1세대 금속 대 금속 고관절 삽입물은 스테인리스 합금을 사용하여 재질의 선택이 잘못되었고, 대퇴 스템이 너무 크고 대퇴 골두가 원형이 아니었으며, 대퇴 스템 경부가 넓어 충돌이 문제가 되었고 비구컵의 벽이 너무 얇았다. 이러한 문제점들로 인해 그 사용이 중단되었다. 1988년 Weber는 관절면을 개량하여 2세대 금속 대 금속 관절면인 Metasul을 사용하게 되었다[40]. 이 관절면은 적절한 관절 간극인 0.1 mm를 유지하였고, 우수한 재질의 사용과 함께 관절

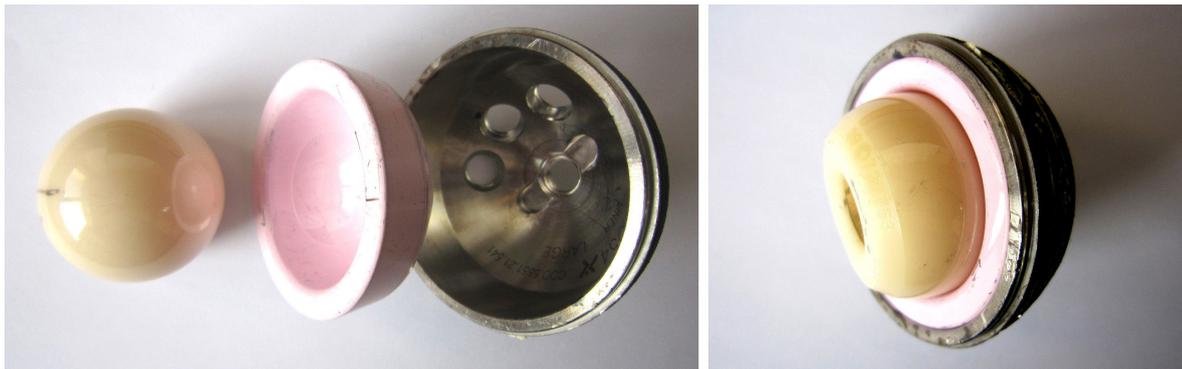


Figure 9. Ceramic on ceramic articulation with metal cup, ceramic liner (Bilox Delta) and ceramic head (Bilox Forte).

표면 거칠기를 개량하였으며 정확한 구형을 이루고 있고, 안정된 폴리에틸렌 inlay 결합을 이루고 있다(Figure 7). 그러나 이 관절면의 가장 우려 되는 문제 중의 하나는 금속이온에 의한 장기적인 생물학적 반응이다. 금속 대 금속 관절면에 사용되는 코발트 대 크롬은 인체 내에서 돌연변이를 일으키고 이온화 되면 발암물질로 작용할 수도 있다. 또한 코발트와 크롬은 소변을 통해 배설되므로 신장장애를 갖는 만성 신부전 환자 등에서는 사용하지 않는 것이 좋다는 연구 결과도 있다[40].

(3) 세라믹 대 세라믹

제1세대 세라믹 대 세라믹 관절면은 1970년 Boutin에 의해 유럽에서 처음 사용되었으나 제 1세대 금속 대 금속 관절면과 같이 완벽한 디자인은 아니었다. 초창기 세라믹 비구컵은 시멘트를 이용하여 고정하거나 나사형 컵(screwed-in-cup)이었는데 불활성 세라믹이므로 골성장이 일어나지 않아 비구컵의 안정적 고정에 문제가 있었다(Figure 8). 또한 세라믹 골두는 금속 스템에 epoxy resin을 이용하여 붙이거나 스템 끝에 나사 홈 고정을 하는 방식을 사용하였는데 이러한 고정 방법들은 인공관절의 조기 실패와 연관이 있었다. 뿐만 아니라 초창기 세라믹은 제조과정의 미숙으로 세라믹의 순도가 비교적 낮았고 입자의 크기가 크며 다공도가 높아 깨지기 쉬운 문제가 있었다. 1977년대에 제 2세대가 여러 단점을 보완하여 출시되었으며 Mitterlmeier 디자인은 한때 유행하였으나 neck-socket 충돌, 세라믹 골절 및 이완으로 실패한 모델이 되었다. 1994년 3세대 alumina cera-

mic (Bilox Forte; CeramTec, Plochingen, Germany)이 소개되었다[40]. 이는 입자의 크기를 $2 \mu\text{m}$ 이하로 줄이고 밀도를 3.98 g/m^2 으로 상승시켜 인성과 굴곡 강도의 상용을 가져 왔으며 100% 검증을 시행하여 사용의 안정성도 도모하였다. 따라서 알루미늄나 세라믹 골두의 파손 빈도는 0.004%까지 감소하였다. 그러나 최근에는 이러한 3세대 세라믹에서도 세라믹 파손, 뼈격거림 등이 문제가 되고 있으며, 4세대 alumina ceramic (Bilox Delta, CeramTec)가 소개되어 국내에서도 사용되고 있다(Figure 9).

5. 고관절 표면 치환술

고관절 표면 치환술(hip resurfacing arthroplasty)은 Smith-Peterson의 mold arthroplasty로부터 유래하였으나 실패율이 높아 관심을 끌지 못하다가 최근 인공 고관절 전치환술의 여러 가지 문제점과 한계점들이 표출되면서 다시 관심을 모으고 있다. 1950년대 초 Charnley가 사용한 이중 컵 치환술(double cup arthroplasty)에 의해 처음 소개되었으나 심한 마모와 이에 따른 부품의 해리로 인한 실패로 관심을 끌지 못하였다[24]. 1971년부터 Freeman과 Furuya 등은 폴리에틸렌 대퇴 부품과 금속 비구 부품, Capello, Paltrinien과 Tretanl, Amtstuz, Wagner 등은 각각 얇은 고밀도 폴리에틸렌 비구 컵과 금속 혹은 세라믹 대퇴 컵을 골시멘트로 고정하는 표면치환 인공관절을 개발하여 사용하였다[41]. 그러나 이러한 술기들도 소개된 지 얼마 안되어 빠른 초기 실패 및 비구부위 심각한 피해로 인하여 사용이 점

차 감소하였다. 이후에도 금속 대 금속 관절을 사용하고 관절면의 공차들을 개선한 표면 치환술은 McMinn 등에 의한 Birmingham hip resurfacing 등 일부 그룹에서 꾸준히 연구되어 사용되어 왔고 최근 인공 고관절 전치환술의 여러 가지 문제점과 한계점들이 표출되면서 다시 관심을 모으고 있다[41]. 고관절 표면 치환술은 대퇴 근위부의 골약화 현상이 없고, 하지 길이가 늘어나는 합병증이 적으며 반대측과 같은 정상적인 상쾌를 얻을 수 있고 술 후 고관절 탈구 발생률이 지극히 낮다는 점, 문제 발생시 인공고관절 전치환술로 재치환술이 용이하다는 점 등의 많은 장점을 가지고 있어 적응증만 잘 선택하면 특히 젊은 환자에서 사용되는 좋은 관절 치환방법의 하나가 될 수 있다.

결론

이제까지 알아본 인공관절 치환물의 역사는 수많은 치환물의 개발과 도태의 역사였다. 생체 역학적 및 재료 공학적 변화가 지속적으로 이루어지는 20세기의 인공관절 수술의 급속한 발전은 종종 정형외과 의사들이 흡수하지 못할 만큼의 정보의 확장을 가져왔다. 그러나 아직까지도 치환물의 디자인이나 고정 방법 등 논쟁이 되고 있는 부분이 많은 것도 사실이다. 우리는 인공관절 전치환술의 역사를 통해 단점을 버리고 장점을 취하여 보다 나은 치환물을 발전시킬 수 있을 것이다.

핵심용어: 인공관절 치환술; 역사; 발전

REFERENCES

- Ferguson W. Excision of the knee joint: recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz* 1861;1:601.
- Campbell WC. Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee: preliminary report. By Willis C. Campbell, 1940. *Clin Orthop Relat Res* 1988;(226):3-5.
- MacIntosh DL. Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. *J Bone Joint Surg Am* 1958;40:1431.
- Walldius B. Arthroplasty of the knee joint using an endoprosthesis. *Acta Orthop Scand* 1957; 24 Suppl:19.
- Gunston FH. Polycentric knee arthroplasty: prosthetic simulation of normal knee movement. *J Bone Joint Surg Br* 1971; 53:272-277.
- Coventry MB, Finerman GA, Riley LH, Turner RH, Upshaw JE. A new geometric knee for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1972;83:157-162.
- Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1973;(94):153-170.
- Ranawat CS, Insall J, Shine J. Duo-condylar knee arthroplasty: hospital for special surgery design. *Clin Orthop Relat Res* 1976;(120):76-82.
- Townley CO. The anatomic total knee resurfacing arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1985;(192):82-96.
- Walker PS, Ranawat C, Insall J. Fixation of the tibial components of condylar replacement knee prostheses. *J Biomech* 1976;9:269-275.
- Rand JA, Chao EY, Stauffer RN. Kinematic rotating-hinge total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:489-497.
- Insall JN, Lachiewicz PF, Burstein AH. The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:1317-1323.
- Martin SD, McManus JL, Scott RD, Thornhill TS. Press-fit condylar total knee arthroplasty: 5- to 9-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 1997;12:603-614.
- Freeman MA, Railton GT. Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty? The case for resection. *J Arthroplasty* 1988;3 Suppl: S3-S12.
- Goodfellow JW, O'Connor J. Clinical results of the Oxford knee: surface arthroplasty of the tibiofemoral joint with a meniscal bearing prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1986; (205):21-42.
- Buechel FF, Pappas MJ. Long-term survivorship analysis of cruciate-sparing versus cruciate-sacrificing knee prostheses using meniscal bearings. *Clin Orthop Relat Res* 1990;(260): 162-169.
- Hungerford DS, Kenna RV, Krackow KA. The porous-coated anatomic total knee. *Orthop Clin North Am* 1982;13:103-122.
- Ranawat CS, Sculco JP. History of the development of total knee prosthesis at the hospital for special surgery. In: Ranawat CS, editor. *Total condylar knee arthroplasty: technique, results, and complications*. Berlin: Springer Verlag; 1985. p. 3-6.
- Easley ME, Insall JN, Scuderi GR, Bullek DD. Primary constrained condylar knee arthroplasty for the arthritic valgus knee. *Clin Orthop Relat Res* 2000;(380)58-64.
- Laskin RS. Unicompartmental tibiofemoral resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:182-185.



21. Repicci JA, Eberle RW. Minimally invasive surgical technique for unicondylar knee arthroplasty. *J South Orthop Assoc* 1999;8:20-27.
22. Jung YB, Lee YS. Principles of unicompartmental knee arthroplasty. *J Korean Orthop Assoc* 2004;39:108-114.
23. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. New York: Springer-Verlag; 1979.
24. Barton JR. On the treatment of ankylosis, by the formation of artificial joints. *North Am Med Surg J* 1827;3:279-292.
25. Ollier L, Roy FE, Hebert OA. *Traite experimental et Clinique de la regeneration des os et de la production artificielle du tissu osseux. Vol 2.* Paris: Masson et Fils; 1867.
26. Baer WS. Arthroplasty with the aid of animal membrane. *Am J Orthop Surg* 1918;16:1-29, 94-115, 171-199.
27. Campbell WC. Arthroplasty of the hip: an analysis of 48 cases. *Surg Gynecol Obstet* 1926;43:9-17.
28. Oh I, Carlson CE, Tomford WW, Harris WH. Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60:608-613.
29. Sayre LA. A new operation for artificial hip joint in bony ankylosis: illustrated by two cases. *Trans Med Soc NY* 1863:111-127.
30. Kallio KE. Skin arthroplasty of the hip joint. *Acta Orthop Scand* 1957;26:327-328.
31. Speed JS, Smith H. *Campbell's operative orthopedics.* 2nd ed. London: Kimpton; 1949.
32. Steel HH. Triple osteotomy of the innominate bone: a procedure to accomplish coverage of the dislocated or subluxated femoral head in the older patient. *Clin Orthop Relat Res* 1977;(122):116-127.
33. Smith-Petersen MN. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br* 1948;30B:59-75.
34. Aufranc OE. Constructive hip surgery with a vitallium mold: a report of 1000 cases of arthroplasty of the hip over a 15 year period. *J Bone Joint Surg Am* 1957;39-A:237-248.
35. Moore AT, Bohlman HR. Metal hip joint: a case report. *J Bone Joint Surg Am* 1943;25:688-692.
36. Moore AT. The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1957;39:811-827.
37. Gluck T. Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. *Berl Klin Wochenschr* 1890;28:732-736, 752-757.
38. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958; 45:488-497.
39. Muller ME, Boltzy X. Artificial hip joints made from Protosol. *Bull Assoc Study Probl Intern Fixat* 1968:1-5.
40. Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE. *The adult hip.* 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
41. Miller J. Pressure penetration of low viscosity acrylic cement for improved fixation of arthroplasty components. *J Bone Joint Surg Br* 1982;64:619.
42. Harris WH, McCarthy JC Jr, O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:1063-1067.
43. Eftekhar NS, Demarest RJ. *Total hip arthroplasty.* St. Louis: Mosby-Year Book Inc.; 1993.



Peer Reviewers' Commentary

근래 평균수명이 증가함에 따라 노인 인구가 많아지고 따라서 관절염으로 인공관절 치환술이 필요한 환자가 늘고 있다. 본 의학강좌는 관절염 환자의 정형외과적 치료에 사용되는 인공관절의 발전과정에 대하여 여러 관점에서 기술하고 있다. 즉 인공관절의 설계와 재료에 따른 해리 및 내구성 문제와 삽입방법의 장단점, 역학적 관점에서 고찰을 함으로써 향후 인공관절의 발전에 대한 지침을 제공하고 있다. 인공관절의 발전과정에서는 시행착오도 있었으며 변화의 단계에서 장단점이 입증되어 개선이 되어 온 사실에 입각하면 인공관절의 재질과 성능을 향상시키기 위해서는 많은 기초연구와 임상결과가 축적되고 세심한 분석이 필요 할 것으로 생각된다.

[정리:편집위원회]