



Metal-on-metal Articulation of Total Hip Replacement

Suk Ku Han, MD

*Department of Orthopaedic Surgery, St. Paul's Hospital, College of Medicine,
The Catholic University of Korea, Seoul, Korea*

Metal-on-metal (MoM) total hip replacement (THR) and hip resurfacing have an advantage of low wear rate and greater stability by larger head size and different characteristics of wear mechanism, tribology, lubrication or generating wear debris compared to conventional metal-on-polyethylene THR. Although the mid- or long term clinical reports of second generation MoM THR were excellent, concerns about local and systemic effect by metal particles or metal ions were remained. Recently, reports have emerged of abnormal soft-tissue reactions to metal particles or metal ions and some hip resurfacing implants were expelled from the market due to high revision rate. This article includes the history of MoM THR, tribology, the biologic effect of metal particles and ions, the clinical results of MoM THR and the issues regarding the problems associated with hip resurfacing.

Key Words: Total hip replacement, Metal-on-metal articulation, Metal particles, Metal ions

서 론

인공 고관절 치환술의 괄목할 만한 발전은 고관절 질환 환자의 삶의 질에 커다란 향상을 가져왔으며, 재료학, 생체 역학 및 수술기법 등 학문적 뒷받침을 통해 지속적인 개발이 이루어졌다. 금속-금속 관절면 인공관절 치환술은 70여 년의 역사를 갖고 있으며 초창기 개발된 인공관절물은 높은 비구컵 해리로 인한 낮은 생존율로 John Charnley 경의

저 마찰 치환술(low-friction arthroplasty)에 비해 저조한 결과를 보여 사용이 저조하였으나 금속-폴리에틸렌 관절면에서 발생하는 폴리에틸렌의 과도한 마모와 골용해 때문에 다시 주목받게 되었다. 특히 표면 관절치환술(resurfacing arthroplasty)은 고관절 인공관절 전치환술에 비해 대퇴골을 보존하여 재치환술이 용이하고 골두가 커 탈구 발생이 적으며 젊고 활동인 환자에게 적합하다는 장점을 갖고 있다. 그러나 금속-금속 관절면을 이용한 고관절 인공관절 전치환술과 표면 관절치환술은 최근 금속 마모입자와 금속이온에 의한 연부조직 반응이 큰 문제가 되었고, 최근 일부 표면 관절치환 인공관절물의 높은 재치환율이 보고되면서 퇴출되는 사태까지 초래되었다.

인공관절물은 재질에 따라 마찰과 윤활 기전에 차이가 있으며 금속-금속 관절면은 골두의 크기, 간극의 차이 또는 인공관절물 위치에 따라 마모에 영향을 받는다. 골두가 클수록 용적 마모는 증가하며 초기에는 마모 양이 많지만 점차 감소한다. 금속 마모입자는 폴리에틸렌 마모입자에 비해 크기가 매우 작지만(nanoparticle), 입자 수는 많아 표면적이 넓어 활성도가 크다. 금속의 마모는 생체내 금속의 부식(corrosion)을 증가시키며 금속 이온은 마모와 부식에 의해 발생한다. 마모와 부식은 관절면 뿐만 아니라 neck taper junction에서 발생하며, 특히 큰 골두 modular neck

Submitted: October 21, 2013 1st revision: December 2, 2013
2nd revision: December 3, 2013 Final acceptance: December 3, 2013
Address reprint request to

Suk Ku Han, MD

Department of Orthopaedic Surgery, St. Paul's Hospital, College of Medicine, The Catholic University of Korea, 180 Wangsan-ro, Dongdaemun-gu, Seoul 130-709, Korea

TEL: +82-2-961-4503 FAX: +82-2-965-1456

E-mail: hnsukku@catholic.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

인공관절물에서 micromotion에 의한 과도한 metallosis를 일으킨다는 증거가 보고 되었다. 금속 마모입자는 대식세포(macrophage)와 거대세포(giant cell)에 포식되어 산성인 세포내 lysosome에 의해서 부식되어 세포내 금속 이온이 증가하고 세포괴사를 초래하여 염증반응과 골용해가 발생한다. 금속-금속 관절면의 마모는 코발트, 크롬, 몰리브덴과 같은 중금속 입자와 금속 이온이 인공관절 주위 조직에 유리되어 조직괴사와 염증을 일으키며 인공관절 주위 연부조직 병변은 metallosis, aseptic lymphocytic vasculitis-associated lesions (ALVAL), adverse reaction to metal debris (ARMD) 및 pseudotumour 등으로 불린다. 금속 이온은 체내 순환을 통해 신체내로 퍼져 소변으로 배출되어 금속-금속 관절면 인공관절 치환술 환자에서는 혈중 및 소변내 금속 이온의 농도가 높게 검출된다. 또한 유리된 금속 이온은 체내 단백질과 결합하여 항원으로 작용, T림파구를 감작, 지연형 세포매개 과민반응을 일으킬 수 있다. 한편, 금속 이온의 장기적 노출과 관련 인체 면역억제, 유전자 변형(genotoxicity), 암 발생이나 태반을 통한 태아노출 시 기형아 발생(teratogenicity) 가능성에 대해서는 좀 더 면밀한 대규모의 연구가 필요하다.

금속-금속 관절면 인공관절물은 금속-폴리에틸렌 관절면 인공관절물에 비해 마모가 적고 골두 크기가 커 관절의 안정성이 있어 활동적인 젊은 환자에게 장점을 갖고 있다. 그러나 최근 보고되는 연부조직 이상반응과 금속 이온이 신체에 미치는 영향에 대한 보고들에 대해서는 주목할 필요가 있다. 본 내용은 금속-금속 관절면 인공관절의 역사, 마찰학(tribology), 금속 마모입자 및 금속이온의 생물학적 영향 및 금속-금속 관절면 고관절 전치환술의 임상적 결과 및 최근 이슈가 되고 있는 금속-금속 관절면 표면 관절치환술의 현황 등에 대하여 기술하고자 한다.

1. 금속-금속 관절면 인공관절 치환술의 역사

금속-금속 관절면 인공 고관절 치환술은 1937년 Wiles (London)에 의해 처음으로 사용되었으나, 2차 세계대전으로 인해 그 기록이 소실되었고, 1950년 McKee (London), 1959년 Sivash (Moscow), 1964년 Ring (UK), 1965년 McKee-Farr (UK), Huggler (Switzerland), Müller (Switzerland) 등이 개량하여 사용하였다. 그러나 John Charnley 경의 저 마찰(low friction) 금속-폴리에틸렌 관절면 인공관절술에 비해 훨씬 저조한 임상결과(특히, 높은 빈도의 컵 해리)를 보이면서 1970년대에는 점차 쇠퇴하게 된다. 실제로 1972년 McKee-Norwich는 1세대 금속-금속 관절면 인공관절 치환술에서 마모 입자가 특히, 해리나 충돌이 발생한 인공관절물 주위에 많이 발생하여 14년 추시 결과에서 50%의 실패율을 보고하였고, 1979년 Ring¹⁾도 15년 추시 결과 32%에서 실패를 나타내어 사용을 중단하

였다. 그러나 일부 1세대 금속-금속 관절면 인공관절물은 장기 추시 결과에도 마모와 골용해가 거의 없는 우수한 결과와 관찰되었으며²⁾, 1988년 Weber (Switzerland)는 이를 바탕으로 재질과 디자인이 개량된 2세대 금속-금속 관절면 인공 고관절 치환물인 Metasul (Centerpulse, Switzerland)을 개발하게 되었는데, 이는 1 세대에 비해 더 강한 재질의 금속으로 금속-폴리에틸렌 관절면 인공관절물에 비해 용적 마모(volumetric wear)가 약 20-100배 감소하게 되었고 골용해 발생도 감소하였다^{3,4)}. 한편, 최근 젊고 활동적인 고관절염 환자에서 많이 사용되는 관절면 표면치환술(resurfacing arthroplasty)은 개발 초기 금속-폴리에틸렌 관절면으로 개발되었으나 높은 충돌 현상과 마모 및 해리 발생 때문에 실패율이 높아 금속-금속 관절면으로 대체되었다.

2. 금속-금속 관절의 마찰학(Tribology)

1) 재료 및 형태

금속-금속 관절면 인공관절물의 마모 양은 일반적으로 골두와 비구컵 크기에 비례하며 초기(running-in period)는 마모가 많이 발생하지만 점차 시간이 지나면 양이 줄어든다(steady-state). 금속-금속 관절면의 마모는 재질(materials), 거시 기하학(macrogeometry, diameter and clearance), 미시 기하학(microgeometry, surface topography)과 윤활(lubrication)간의 상호작용이 금속-폴리에틸렌 조합보다 마모에 훨씬 큰 영향을 준다⁵⁾. 코발트-크롬 합금은 경도(hardness)가 우수하여 금속-금속 조합에 선호되며 크롬 함량이 높으면 부식(corrosion)에 강하다. 크롬-코발트-몰리브덴 합금의 제조 과정에서 탄소가 많이 섞이게 되는데, 탄화물들(carbides)은 주변의 기질(matrix)과 견고히 결합하여 원래 기질보다 5배나 더 경도가 커진다⁶⁾. 탄화물의 크기와 배열은 제조 공정의 영향을 받는데, 1세대 금속-금속 관절면에 사용된 탄화물은 탄화물 성분이 많고, 주조식(cast)으로 제조되어 표면(polished surface)의 거칠기(asperity)가 조잡하였다. 거시 기하학은 ball과 socket의 반경과 간극(clearance)이 중요한데, 간극이란, socket의 내측 반경과 ball의 외측 반경간의 차이를 말한다, 간극이 0, 즉 socket내측 반경과 ball 외측 반경이 같으면 두 금속 관절면간 접촉면적(contact area)은 최대가 된다. 접촉면적은 관절조합의 직경이 커지거나 간극이 감소하면 커진다. 반대로, 직경이 일정할 경우 간극이 커지면 접촉면적은 감소한다. 접촉 응력(contact stresses)은 재료의 성질에 따라 달라지고 접촉 면적에 반비례하기 때문에 간극이 0일 경우 접촉 응력은 감소한다. 간극은 윤활기전에 영향을 미쳐서 간극이 작을수록 액체 막 윤활기전(fluid film lubrication)이 작용하고, 간극이 커지면 접촉 면적이 줄어서 효과적인 윤활기전을 상실하게 되고 마모(wear)가 빨리 일어난다³⁾. 간극이 지나치게 작아지면 적도 접촉이 일어나 마찰력(frictional

forces)이 커지고, 압력(torque)이 증가하며, 삽입물의 해리가 초래된다. 최근의 대량 생산기술로 제조할 수 있는 최소 간극은 20 μm 이다. 간극이 150 μm 이상이 되면, 특히 초기 running-in period에서 마모율이 급증한다. 금속-금속 관절 마찰학에서 또 하나의 중요한 변수는 접촉이 일어나는 장소이다. 직경이 동일 하다면 적도 접촉은 극 접촉(polar contact)보다 마찰 압력(frictional torques)이 훨씬 크다. 초창기 금속-금속관절의 회수연구(retrieval study)에서 입증되었듯이 적도 접촉은 삽입물의 실패의 주요 원인이었다⁷⁾.

2) 윤활기전

윤활액(lubrication fluid)은 윤활 조건(lubricating conditions)에 따라 마찰과 마모에 영향을 주는 주요 변수이다. λ ratio란 액체막의 두께(film thickness)와 표면 거칠기(surface roughness) 간의 비율을 말하는데, 관절면에서 저마찰을 유지하는 데는 적당한 λ ratio를 유지하는 것이 바람직하며, 이것은 접촉면의 미세 형태(microtopography)와 재료의 탄력성(elastic properties)을 조절 함으로써 가능하다. 유체 막 윤활(fluid film lubrication)은 관절조합을 이루는 표면들을 서로 효과적으로 분리시키는데 금속-금속 관절면 인공관절물은 골두가 클수록 유체 막 윤활이 형성되어 마모가 줄게 되며 하중은 액체를 통해 전달되어 마모는 최소가 된다. 혼합형 막 윤활(mixed film lubrication)에서는 관절 표면들끼리 부분적으로 분리되며, 대부분의 금속-금속 관절에서 윤활기전은 혼합형 막 윤활이다. 하중과 표면 속도가 일정한 경우, 액체 막 두께는 액체의 특성과 관절 재료의 특성, 관절면의 거시 기하학(반경과 간극), 그리고 표면의 미시 형태학(표면 처리)에 의해 좌우된다³⁾. 미시적으로 보면 접촉면에서는 사실상 울퉁불퉁한 부분(asperities)의 가장 돌출된 부분(tips)에서만 접촉이 일어나며 윤활막은 마모에 상당한 영향을 미친다. running-in period가 지나면 돌출된 부분이 매끄럽게 다듬어지고 보다 이상적인 액체 막 윤활기전으로 변하게 되어 마모가 감소된다. 금속-금속 관절 면에서 골두의 직경을 가능한 한 증가시키고 간극을 가능한 한 줄이면 액체 막 윤활 기전이 발동되어 이론적으로는 마모를 최소화시킬 수 있다⁸⁾.

3) 시뮬레이터 연구

Medley 등⁹⁾은 고관절 시뮬레이터를 이용한 금속-금속 관절면의 실험에서 용적 마모율(volumetric wear)은 일백만 사이클 당 0.09-61 mm^3 , 선상 마모율(linear wear)은 1.3-100 μm^3 이라고 보고하였다. 마모율은 10-50만 사이클이 지나면 점차 감소하였고 간극이 큰 경우(630 μm) 마모가 증가하였다. Chan 등¹⁰⁾의 연구에서는 일백만 사이클 내에서 마모가 많았고 이 후 점차 감소하여 저 마모 평형상태가 되었다. 일백만 사이클 내 초기 과정(run-in priod)에서

는 용적 마모율은 0.22 mm^3 /일백만 사이클(0.05-0.85), 평균 마모율은 0.40 mm^3 /일백만 사이클(0.02-1.9)이었지만 평형 상태가 되면 평균 마모율은 0.08 mm^3 /일백만 사이클(0.03-0.21)로 감소하였다. 금속의 정도가 일정하게 유지될 경우 간극이 클수록 마모는 증가하였다. 시간이 지나며 부하가 가해지면 간극이 감소할 수 있어 약간의 여유를 둔 간극이 바람직하다.

4) 마찰 압력

McKee-Farrar 인공관절의 마찰계수(friction coefficient)는 금속-폴리에틸렌 관절의 마찰 계수 보다 대략 2-3배 높다. 또한 직경이 약 40 mm에 달하여 John Charnley 경의 인공관절물보다 마찰 압력(frictional torque force)이 10배에 달한다. 하지만 축적된 임상 결과는 이론과는 반대로 마찰 압력이 무균성 해리를 일으키는데 그다지 중요하지 않음이 입증되었다. 즉 폴리에틸렌 마모에 의한 삽입물 주변의 염증반응이 마찰 압력보다 삽입물 고정 수명에 훨씬 더 많은 영향을 미치는 것이다. 이러한 관점에서 보면, John Charnley 경의 저 마찰 인공관절 개념이 성공한 이유는 마찰 압력이 작아서가 아니라 골두 직경이 22 mm로 작아서 용적 마모가 적었기 때문이며, 마모율이 충분히 낮다면 큰 직경의 관절조합도 긍정적으로 볼 수 있다.

5) 회수 연구

Schmalzried 등¹¹⁾은 1세대 금속-금속 관절면을 사용한 재치환술의 회수 연구에서 마모 양이 너무 적어 방사선이나 쉐도우그라피로 측정하기 어렵다고 하였다. ball의 선상 마모율은 0.004 mm/년이며 평균 용적 마모율은 1.5 mm^3 /년, 비구컵의 평균 선상 마모율은 0.003 mm/년이다. 작은 반경의 McKee-Farrar ball의 마모율이 큰 반경의 ball 마모율의 2배로 관찰되었는데, 이는 간극, 유효 직교, 윤활기전 및 환자의 활동도 차이에 기인한다고 볼 수 있다. Sieber 등⁴⁾은 2세대 Metasul 금속-금속 관절면을 사용한 118예의 회수 연구에서 연간 선상 마모율이 술 후 1년째(running-in phase) 25 μm 이었으나 3년 이 후(steady state phase)부터는 5 μm 로 금속-폴리에틸렌 관절면에 비해 20배 적은 선상 마모율을 보고하였고, 연간 용적 마모율 또한 0.3 mm^3 로 금속-폴리에틸렌 관절면에 비해 60배 적은 용적 마모율을 보고하였다. 따라서 금속-금속 관절면은 금속-폴리에틸렌 관절면에 비해 매우 낮은 선상 마모율을 보이는 장점을 가지고 있다. 마모 양상(wear pattern)은 두 가지 형태의 scratch가 있는데 하나는 비교적 큰 것으로 넓이와 깊이가 각각 약 5 μm 이고 길이가 3 mm 되는 것이며, 다른 하나는 크기가 작은 것으로 polished large scratch의 형태이다. 이는 크고 깊은 scratch가 작고 얇은 scratch로 변하는 금속-금속 관절면의 마모 상의 장점을 반영하고 있다.

3. 금속 마모입자와 이온

1) 금속 마모편의 특성(Properties)

세포성 반응(cellular response)에 영향을 미치는 요소로서는 마모편의 표면적, 개수, 크기, 모양, 농도, 재료 등이 있는데, 그 중 개수, 크기, 농도가 가장 중요한 요소이다. Doorn 등¹²⁾은 코발트-크롬 마모편을 전자 현미경으로 관찰한 결과 길쭉한 바늘 모양이고 크기가 20 nm이하(10-400 nm)라고 하였고, Maloney 등¹³⁾은 코발트-크롬 마모편이 울퉁불퉁한 구상형(globular)이고 크기가 $0.7 \pm 0.3 \mu\text{m}$ 라고 하였다. 또한 Doorn 등¹²⁾에 의하면 금속-폴리에틸렌 관절면의 경우 평균 마모편의 크기는 $0.5 \mu\text{m}$, 연간 마모편 개수는 1.5×10^{12} , 연간 마모용적은 100 mm^3 로서 육아종성 염증반응(granulomatous inflammation)이 잘 일어난다고 하였다. 반면에 금속-금속 관절면을 사용한 경우 평균 마모편의 크기는 $0.08 \mu\text{m}$, 연간 마모편 개수는 1.9×10^{12} , 연간 마모용적은 5 mm^3 로 육아종성 염증반응이 적게 일어난다고 보고하였다. 이는 대식세포(macrophage)가 탐식작용을 할 수 있는 크기는 $0.5\text{-}10 \mu\text{m}$ 인데, 금속-금속 관절면의 마모편의 경우 이보다 크기가 작아 대식세포의 활성화가 안 되고 육아종성 염증반응도 적게 일어나게 된다고 설명하였다. 조직구(histocyte)의 숫자로 표시되는 국소 조직반응은 금속-폴리에틸렌 조합보다 금속-금속 조합이 훨씬 적다. 그 이유를 설명하는 몇 가지 가설이 있는데, 하나는 금속 입자의 크기가 폴리에틸렌 입자보다 훨씬 작아서 조직구 한 개가 저장하는 금속 입자의 수가 훨씬 많기 때문에 동원되는 조직구의 수가 적다는 이론이다. 아주 작은 입자는 대식세포의 탐식작용(phagocytosis)에 의해 포획되는 게 아니고 음식작용(pinocytosis)에 의해 대식세포로 들어 가기 때문에 입자에 대한 세포반응 기전 이 바뀔 수 있다고 한다. 또 다른 설명은 금속 입자의 농도에 따른 세포독성 이론이다. 중-저농도의 금속입자는 IL-1, IL-6, TNF- α 그리고 PG E2와 같은 cytokine들을 자극하여 골용해를 유발할 수 있다. 그러나 고농도에서는 코발트-크롬 입자가 세포독성을 갖게 되어, 대식세포의 탐식능력을 변화시키고, 골모세포의 활성도를 떨어뜨리며 세포의 사멸을 초래한다. 금속-금속 관절면 인공관절술에서 삽입물 주변 염증반응은 금속-폴리에틸렌 관절면보다 적지만 금속-금속 관절면에서도 골용해는 발생할 수 있고, 그 발생빈도는 아주 적다. 최근의 한 보고¹⁴⁾에 의하면 McKee-Farrar 금속-금속 관절면 인공관절술 후 30년 동안 기능이 우수하게 사용하였던 한 환자의 부검 결과 절반 가량의 금속 입자들은 코발트-크롬 합금 성분이었으며, 나머지는 산화 크롬(Cr oxide) 입자였다고 한다. 입자의 평균 크기는 77 nm이었으며, 다량의 입자들이 복부 림프절(abdominal lymph nodes)에서 발견되었으나 조직 손상의 증거는 없었다. 또한 금속 입자들이 간과 비장, 그리고 다른 림프절 에서도 발견되었으

나 괴사(necrosis)나 이렇다 할 병리학적 이상 소견은 없었다고 한다.

2) 금속 이온 농도(Metal ion concentration)

금속-금속 관절면 인공관절 치환 환자의 혈중과 소변에서 검출되는 금속 이온은 관절면 뿐만 아니라 삽입물 부품 간의 충돌, 조립식 부품들의 결합부(modularity)에서 부식(corrosion)에 의해서도 생길 수 있다¹⁵⁾. 최근 보고¹⁴⁾에 의하면 큰 골두의 금속-금속 관절면 modular neck의 neck taper junction에서 micromotion이 일어나 과도한 마모와 부식이 발생한다고 하였다. 현재까지는 금속 이온의 분석 및 측정 방법도 표준화되지 않았고, 2세대 금속-금속 관절에 대한 보고들은 그 추시 기간이 짧다는 한계가 있음을 알아야 한다. 환자의 활동도(activity)와 신장의 배출기능(clearance function)도 수치에 영향을 미치며, 관절면의 표면 마감과 간극, 관절면 재료의 탄소 함량도 영향을 미친다. 정상인의 혈중 코발트 농도는 $0.15 \mu\text{g/L}$ 인데 여러 보고들¹⁶⁻¹⁸⁾을 종합하면 금속-금속 관절면 인공관절 삽입 환자의 혈중 코발트 농도는 정상인보다 5-10배로 증가한다. 코발트는 체내에서 골모세포의 collagen-I, osteocalcin 및 alkaline phosphatase 생성에 유해한 것으로 알려져 금속 이온의 농도 측정이 중요하며, Brodner 등¹⁶⁾에 의하면 금속-금속 관절면과 세라믹-폴리에틸렌 관절면을 비교하면 술 후 1년 혈중 코발트 농도가 각각 $1.1 \mu\text{g/L}$ 와 $0.3 \mu\text{g/L}$ 로 측정되어 의미 있는 차이가 있다고 하였다. 같은 저자들에게 의한 다른 보고¹⁷⁾에 의하면 Metasul 관절면의 술 후 1년과 5년의 혈중 코발트 농도는 각각 $1 \mu\text{g/L}$ 와 $0.7 \mu\text{g/L}$ 으로 측정되어 일정 기간이 지난 이후에는 그 농도가 더 이상 증가하지 않는다고 하였다. 혈중 코발트 농도는 McKee-Farrar 금속-금속 관절면 인공관절 치환 환자에서 $0.9 \mu\text{g/L}$ 로 높았고, 해리가 발생한 PCA 삽입물의 경우 $1.3 \mu\text{g/L}$ 로 측정되었으나 생체 임계수위(critical level)인 $100,000 \mu\text{g/L}$ 보다 적게 나오므로 인체에 독성은 문제가 되지 않는다고 보고하였다. 인공 골두의 크기에 따른 혈청 금속이온 수치에 대해서도 논란이 많은 실정이다. Jin 등¹⁹⁾과 Smith 등⁸⁾은 인공 골두의 크기가 커지면 금속-금속 관절면 사이의 유체 필름 윤활(fluid film lubrication)이 형성되어 마모를 줄일 수 있다고 보고하였다. 그러나 Montero-Ocampo와 Rodriguez²⁰⁾는 인공 골두의 크기가 28 mm로 작아지면 금속 표면의 미세분리(micro-separation)가 적게 일어나므로 마모를 줄일 수 있다고 하였다. Clarke 등¹⁸⁾의 보고에 의하면 큰 인공 골두와 작은 인공 골두를 비교한 결과 큰 인공 골두가 작은 인공 골두보다 혈청 코발트와 크롬 금속이온 수치가 의미 있게 높아 장기 추시 상 큰 인공 골두의 부작용이 우려된다고 보고하였다. 앞서 언급한 30년 사용한 금속-금속 관절 삽입 환자의 25년째 혈청 내 코발트 농도는 0.66 ppb, 혈청 및 소변 내 크롬 농도는 각각 1.02 ppb, 0.51 ppb로 신

장 기능이 정상이라면 금속이온을 체내에서 정상적으로 배출할 수 있음을 의미한다. 코발트와 크롬은 태아에게 독성(fetotoxicity)을 유발하거나 기형의 위험(terato-genecity)이 있기 때문에 가입기 여성에게 금속-금속 관절면 인공관절 치환술을 시행하는 것은 바람직 하지 못하지만, 최근의 한 보고²¹⁾에 의하면 금속-금속 관절을 시술받은 환자 3명의 출산 시 탯줄(umbilical cord)에서 채취한 코발트와 크롬의 농도가 검출 가능치 이하임을 보고한 바 있다. 금속 과민반응(hypersensitivity)은 생물학적 환경에 놓여있는 모든 금속들은 부식되기 때문에, 배출되는 이온은 단백질과 결합하여 항원으로 작용하여 면역체계를 활성화시키고, 과민반응(hypersensitivity responses)을 유발할 수 있다. 인체 내에서는 니켈이 가장 흔한 금속 감작원(metal sensitizer)이며, 그 다음으로는 코발트와 크롬 순이다^{22,23)}. 금속-금속 조합 관절물에서 상승된 코발트와 크롬 농도는 과민반응을 일으킬 위험성이 있다. 전 세계적으로 사용된 2세대 금속-금속관절을 대상으로 하면 금속 과민반응의 발생빈도는 10,000명당 2명이다. 인공 삽입물과 관련된 과민반응은 일반적으로 지연형 세포매개반응(delayed cell-mediated responses)이다. 지연형 과민반응은 특징적으로 감작된 T-림프구를 항원이 활성화시키면 cytokine들이 유리되어 대식세포가 동원되고 활성화되는 일련의 과정을 거친다²⁴⁾. 최근의 몇몇 보고들^{25,26)}은 금속-금속 관절면 인공관절 재치환 시 얻은 조직에서 나타나는 특징적인 조직학적 변화를 기술하였다. 작은 모세혈관들(small postcapillary vessels) 주변으로 림프구들이 모여 있고, 금속-폴리에틸렌 관절과는 달리 가성 활액막 표면(pseudosynovial surface)의 표재성 궤양(substantial ulceration) 소견이 관찰되었으며, 이러한 면역반응을 '무균성 림프구성 혈관염과 관련된 병변(aseptic lymphocytic vasculitis-associated lesions, ALVAL)' 라고 명명하였다²⁵⁾. 지연형 과민반응을 검사하는 방법은 생체의 피부반응검사(skin patch test)와, 실험실의 림프구 변형검사(lymphocyte transforming test), 림프구 이동 억제검사(lymphocyte migration inhibition test)가 있다. 피부반응검사는 결과 판정에 시간이 많이 걸리고, 환자의 면역체계에 따라 결과가 달라질 수 있기 때문에 판정에 어려움이 있고, 실험실 검사법들은 임상 적용에 많은 어려움이 있는 실정이다. 또한 금속 과민반응이 삽입물의 실패를 초래하는지 역으로 삽입물의 실패가 과민반응을 초래하는지도 확실하지 않다. 그러나 잘 고정된 금속-금속 관절 삽입물을 가진 환자에게 설명할 수 없는 만성적인 통증이 있으며 활액막염의 증거가 있어 감염의 증거가 없다면 금속 과민반응을 의심해 볼 필요가 있다.

3) 발암 위험도(Cancer risk)

코발트와 크롬 마모입자는 동물실험에서 암을 유발함이 입증되었다. 충분한 양의 입자들이 충분한 기간동안 인체 조직 내에 존재한다면 같은 기전으로 암이 유발될 수 있다

는 우려 때문에 관심이 집중되고 있다²⁶⁾. 인공관절과 관련된 암에 관한 최초 보고²⁷⁾는 악성 섬유조직구종(malignant fibrous histiocytoma)으로 금속-금속 인공관절 시술 후 3.5년에 발병하였다. 이 보고를 포함한 총 25건의 인공관절과 관련된 암에 관한 영문 보고들이 있는데, 이 중 21건이 육종(sarcoma)이었다. Mathiessen 등²⁹⁾은 고관절 전치환술 후 백혈병과 림프종의 발생률이 증가하지는 않는다고 보고하였다. 또한, Langkamer 등³⁰⁾도 240예의 악성 연부조직 종양 중 4예가 고관절 전치환 주위에 발생하였는데 모두 스테인리스 합금을 사용한 경우이므로 코발트-크롬은 발암 인자가 아니라고 보고하였다. Gillespi 등³¹⁾은 백혈병과 림프종의 발생률이 고관절 전치환술 후 1년 경과 시 증가하였으나 2년 이후부터는 그 빈도가 증가하지 않았고, 다른 종양도 발생 빈도가 증가하지 않아 관절 삽입물과는 직접적인 관련이 없다고 하였다. 금속-금속 인공고관절에 국한된 암 발생 위험도에 관한 논문은 역학적 연구 뿐인데, 최근 Visuri 등³²⁾은 금속-금속 인공관절을 시술받은 환자 집단이 일반 집단과 비슷한 악성 종양 발생빈도를 보였다고 보고하였다. 조혈계 암(hematopoietic cancer)의 발생빈도가 일시적으로 높기는 하였지만 통계적인 유의성은 없다고 하였다. 결론적으로 고관절 전치환술 후 금속 마모편이 종양을 일으킬 가능성은 매우 미약하나 유발인자일 가능성이 있으므로 이를 충분히 고려해야 할 것으로 생각 한다.

4. 금속-금속 관절면 인공관절 치환술의 임상적 결과

McKee-Farrar 삽입물의 단기 및 중장기 추시 결과 무균성 해리 발생률이 0.9-11.9%이었고 재치환술의 빈도는 0.16%로 보고되었으며, 10년 이상의 장기 추시 상 무균성 해리 발생률은 12.18%이었고 79.85%의 낮은 생존율을 보였다. 또한 비구컵과 대퇴 스템에 각각 50%의 방사선 투과선을 보였는데 이는 관절면의 상태, 대퇴 스템의 모양, 삽입 술기 등이 불량하였기 때문에 발생한 것으로 생각된다. Ring 삽입물의 단기 및 중장기 추시 결과는 무균성 해리 발생률이 15.7%이었고, 10년 이상의 장기 추시 상 무균성 해리 발생률은 21.3%이었으며 84%의 낮은 생존율을 보였는데, 이는 스템의 골융합 부족에 의한 스템의 해리 때문에 발생한 것으로 대퇴 스템의 모양에 문제가 있어 발생하였다. 초기 금속-금속 관절면의 문제점을 요약 하면 재질의 선택이 잘못되었고, 대퇴 스템이 너무 크고 대퇴 골 두가 완전한 구형이 아니었으며, 대퇴 스템 경부가 넓어 충돌이 문제가 되었고, 비구 컵의 벽이 너무 얇았다. 가장 중요한 문제점은 관절면의 간극(clearance)이 너무 적었기 때문인데, 이 경우 대퇴골 두가 비구컵에 끼어들어가(jamming) 높은 마찰 염력이 생겨 비구 컵의 조기 해리가 유발되었다. 반면에 관절 간극이 너무 큰 경우 관절 사이의 접촉 면적이 너무 작아져 높은 표면 긴장력(surface stress)으로 인해 마

모가 증가하였다. 이러한 문제점들을 보완한 제 2세대 금속-금속 관절면인 Metasul 관절은 첫째 적절한 관절 간극인 150 μm 를 유지하였고, 둘째, 우수한 재질(carbide-containing, forged, Co-Cr-Mo alloy)의 사용과 함께 관절 표면의 거칠기(asperity)를 개량하였으며, 셋째 직경 28 mm의 정확한 구형을 이루고 있고, 안정된 폴리에틸렌-금속 inlay 결합을 이루고 있다. 1988년 Weber³³⁾가 처음 시술한 이래 전 세계적으로 약 16만 예의 환자에게 삽입되었으며, 금속-금속 관절조합에 관한 기술력의 진보에 힘입어 이제 보다 큰 직경의 금속-금속 관절면 표면치환술(resurfacing arthroplasty)이 각광을 받고 있다. 제 2세대 금속-금속 관절에 대한 임상 결과 들은 일반적으로 우수하다. 2.2-5년의 중단기 추시 결과이기는 하지만 폴리에틸렌 관절에 흔한 골용해는 아주 드물다. Dorr 등³⁴⁾은 Metasul을 사용한 59예를 4-6년 추시한 결과 비구컵은 1예(1.7%)의 해리가 발생하였고 대퇴 스템은 해리가 발생하지 않았다고 하였으며, 골용해도 전혀 발생하지 않았다고 보고하였다. 따라서 제 2세대 금속-금속 관절면을 사용한 인공고관절 전치환술의 결과와 필적할만하게 양호하다고 하였고, 특히 마모가 적어 젊고 활동적인 환자에 유용할 것이라고 보고하였다. 그러나 Weber³³⁾는 110예의 Metasul을 사용한 2년에서 7년 추시 결과 1예의 비구컵 해리, 3예의 대퇴 스템 해리가 발생하였다고 하였다. 또한 인공 삽입물 제거 시 3예는 선상 마모율이 18.32 μm 이었고 금속증(metallosis)이 발견되지 않았으나, 1예는 선상 마모율이 41 μm 로서 보통 선상 마모율의 3배 이상 되었고 금속증이 있었으며, 이는 개재성 마모(third body wear)에 기인했을 것으로 보고하였다. Iida 등³⁵⁾은 코발트-크롬 합금인 금속 비구관절의 변연부와 타이타늄 합금인 대퇴 경부가 충돌하여 발생한 금속증에 의한 골용해를 보고하였다. 이는 금속-금속 관절이 폴리에틸렌 관절에 비해 정확한 술기가 중요함을 상기시켜 주는 예이다. Beaulé 등³⁶⁾은 Metasul 사용 후 2년 만에 발생한 대퇴 스템 주위의 골용해를 보고하였으나 조직학적 조사 결과 마모입자에 의한 것이 아니고 관절액의 과도한 압력이 전달되어 발생하였을 것이라고 추정하였다. Antony와 Holden³⁷⁾은 200예의 금속-금속 표면 치환술 중 5예의 해리가 발생하였고, 그 중 비감염성 해리가 발생한 3예 모두 피부 과민반응에 양성이었다고 하였으며, 인공고관절 삽입술의 해리와 금속 과민반응과 의미 있는 관련성이 있을 것으로 보고하였다. Kim 등³⁸⁾은 68예의 Metasul 시술 환자 중 발견된 1예의 비구컵 주위의 골 용해 환자의 조직학적 소견 상 금속 과민반응에 의한 골용해의 가능성이 있음을 보고하였다. Park 등²⁶⁾은 금속-금속 관절 면을 사용한 169예를 2년 추시한 결과 10예(5.9%)에서 대전자부에 국한된 조기 골용해를 보고하였는데, 코발트에 관한 피부반응 검사 상 골 용해가 있는 9예가 양성반응을 보여 지연형 금속 과민반응과의 관련성을 시사하였다. Kim³⁹⁾은 151예의 금

속-금속 관절면을 사용한 경우에 3예에서 골용해가 발생하였는데, 3예 모두 금속 과민 반응에 양성으로 나타나서 결국 인공 삽입물 해리를 일으키는 골용해와 금속 과민반응에 깊은 관련성이 있을 가능성을 시사하였다. Bosker 등⁴⁰⁾은 금속-금속 관절면 인공관절 전치환술 시행환자에서 골두가 큰 경우 평균 3.6년 추시 상 pseudotumour 발생률이 39%로 매우 높았으며 이 중 약 30% 환자에서 재치환술이 시행되었다고 보고하였다. 특히 혈중 코발트 금속 이온 농도가 높을수록 큰 크기의 pseudotumour 발생과 상관관계가 있다고 하였다. 따라서 금속-금속 관절면 인공관절 전치환술 환자에서는 혈중 금속 이온의 주기적인 추적 관찰이 필요 하다.

5. 금속-금속 관절면 표면 관절치환술의 현황

표면 관절치환술은 고식적 고관절 인공관절 전치환술에 비해 대퇴골을 보존하여 재치환술이 용이하고, 큰 골두를 사용함으로써 인공관절의 탈구 발생을 줄이며 마모가 줄어 든다는 장점을 갖고 있다. 중기간(medium term) 관찰한 보고들^{41,42)}에 의하면 결과가 양호하며 특히, 젊고 활동적인 환자에서 시행이 크게 늘게 되었다. 그러나 대퇴 경부골절⁴³⁾, 대퇴부 인공관절물 해리와 금속 마모입자 및 금속 이온에 의한 연부조직 반응^{25,26,44,45)}이 보고되면서 점차 사용이 줄어들게 되었다. 표면 관절치환술에서 대퇴 경부골절은 호주 국립 고관절 인공관절 등록처 발표⁴⁶⁾에 의하면 1.69%의 빈도로 발생하며, 대퇴스템과 대퇴 경부가 만나는 부위에서 발생하는데 notching, 스트레스성 골절 또는 골시멘트 또는 수술과정 중에 생긴 골두 혈행장애 등에 의한 것으로 추정된다⁴⁷⁾. 영국과 웨일즈 국립 인공관절 등록처 발표⁴⁸⁾에 의하면 골두 크기에 관계없이 여성에서 결과가 좋지 않았고 54 mm 이상의 골두를 사용한 표면 관절치환술 환자에서는 고식적 고관절 인공관절 전치환술 치료결과와 유사하였다. Glyn-Jones 등⁴⁹⁾은 표면 관절치환술의 pseudotumour 발생에 영향을 미치는 인자로 여성, 40세 이하, 작은 크기의 인공관절물 및 비구 이형성이라고 하였다. 또한 Articular Surface Replacement (ASR, Johnson & Johnson DePuy) 인공관절물, 48 mm 미만의 골두, 술자 경험에 이후에 영향을 미쳤다고 보고하였다. Murray 등⁵⁰⁾은 Birmingham 표면 관절치환술 환자를 10년이상 추시 관찰 후 여성은 10년 인공관절 생존율이 74%, pseudotumour 발생률이 7%로 남자의 10년 생존율 95%, pseudotumour 발생률 1.7%에 비해 매우 결과가 불량하여 여성에게는 추천되지 않는다고 하였고 시간이 지날수록 pseudotumour 발생률이 증가하기 때문에 지속적인 추시 관찰이 필요하다고 하였다. 여성에서 표면 관절치환술의 결과가 남성환자에 비해 불량한 것은 작은 대퇴스템의 윤활기능 저하에 의한 마모, 이형성 증 환자 빈도, 관절 운동범위 또는 head-neck ratio, 그 밖

에 유전적 차이 등으로 추정하고 있다^{51,52)}. 또한 인공관절물의 디자인, 위치(큰 외반각) 등에 따라 인공관절물의 충돌(impingement)이나 edge loading이 일어나 금속-금속 관절면의 마모가 촉진되는 것으로 알려졌다^{53,54)}. 호주 국립 고관절 인공관절 등록처 발표⁵⁵⁾에서는 ASR 인공관절물이 대퇴스텝 해리, 골융해 또는 금속이온 과민반응 등으로 5년 내 재치환율이 약 10%에 가깝다고 하였으며, 2010년 3월 자발적 리콜 사태를 가져오게 되었다. ASR 인공관절물은 다른 제품에 비해 diametrical clearance가 작고, 비구컵이 반구형 보다 작아 edge loading 과 마모가 증가하는 것으로 알려져 있다.

혈중 금속 이온 농도가 높다는 것은 금속-금속 관절면 인공관절물의 기능에 문제가 있다는 것이며 증상이 없더라도 최소 5년간은 매년 측정하는 것이 추천된다⁵³⁾. Hart 등⁵⁴⁾은 동통이 있는 금속-금속 관절면 표면 관절치환술 환자에서 혈중 금속 이온 농도가 증상없는 환자에 비해 평균 2배 증가하였고, 코발트나 크롬 이온의 혈중 농도 임계치를 7 ug/L (ppb)로 정의하였다.

영국 식약청⁵⁶⁾은 금속-금속 관절면 인공관절 치환술 환자에서 증상이 있는 경우 혈중 코발트 또는 크롬이온 농도를 측정하고 MRI나 초음파를 시행하도록 권고하고 있다. 비구컵 외전각이 큰 경우나 작은 비구컵을 사용한 표면 관절치환술 환자에서는 혈중 금속 이온 농도 측정과 방사선 검사를 시행해 pseudotumour 가능성을 확인하는 것이 좋다. 인공 관절물의 종류에 따라 금속-금속 표면 관절치환술, 36 mm 미만 크기의 골두 인공관절 전치환술, 36 mm 이상 크기의 골두 인공관절 전치환술 및 ASR 로 나누어 36 mm 이상 크기의 골두 인공관절 전치환술과 ASR은 증상 유무에 관계없이 매년 추적검사와 증상이 없더라도 36 mm 이상 크기의 골두 인공관절 전치환술 환자는 혈중 금속 이온이 7 ppb를 초과한 경우 3개월 후 혈중 금속 이온 농도를 재측정하여 상승한 경우 방사선 검사를 시행할 수 있고, ASR은 모든 경우 MRI나 초음파를 시행하도록 권고하였다. 모든 증상 있는 금속-금속 관절면 인공관절 치환 환자는 혈중 금속 이온을 측정하며 증상이 없더라도 36 mm 이상 크기 골두 인공관절 전치환술 환자와 ASR 환자는 혈중 금속 이온을 측정하고 혈중 금속 이온 농도가 7 ppb를 초과한 경우 3개월 후 재측정하여 방사선 검사 여부를 결정하고 방사선에서 이상 소견이나 혈중 금속 이온이 증가할 경우 재치환술을 고려하는 것이 좋다고 하였다. 또한 2012년 4월 영국 식약청은 금속-금속 관절면 MITCH (Finsbury Orthopedics) 비구컵과 modular head를 무시멘트형 Accolade 대퇴 스텝(Stryker Orthopaedics)을 같이 사용했을때 4년 재치환율이 8.8%로 매우 높아 사용 금지 권고를 발표한 바도 있다. 이러한 금속-금속 관절면 인공관절물의 조기 실패와 관련된 문제가 사회적인 반향을 일으키면서 새로운 인공관절물의 임상결과에 대한 세밀한 모니터링의 필요성이 대두되고 있다⁵⁷⁾.

결론

2세대 금속-금속 관절면을 사용한 인공고관절 전치환술과 표면 관절치환술은 금속-폴리에틸렌 관절면을 사용한 치환술에 비하여 마모가 적어 골 융해의 발생 빈도가 낮고, 임상적으로도 우수하며, 큰 직경의 관절을 사용하여 안정적이 장점 때문에 젊고 활동적인 환자에게 적합하다. 그러나 중-장기적 임상결과 뿐만아니라 마모된 금속입자와 금속이온이 국소적 및 전신적으로 미치는 여러 부정적 영향에 대한 가능성은 아직 해결되지 않은 숙제로 남아 있다. 또한 신장 기능이 저하된 환자나 가임기 여성에게는 사용에 신중을 기해야 하며, 시술 시 부품 간의 충돌이 일어나지 않도록 세심한 주의가 필요하고, 술 후 경과를 자세히 추적 관찰하여야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Ring PA. Replacement of the hip joint. *Ann R Coll Surg Engl.* 1971;48:344-55.
2. Amstutz HC, Grigoris P. Metal on metal bearings in hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S11-34.
3. Schey JA. Systems view of optimizing metal on metal bearings. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S115-27.
4. Sieber HP, Rieker CB, Köttig P. Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81:46-50.
5. Silva M, Heisel C, Schmalzried TP. Metal-on-metal total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(430):53-61.
6. Schmidt M, Weber H, Schön R. Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S35-47.
7. Kothari M, Bartel DL, Brooker JF. Surface geometry of retrieved McKee-Farrar total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S141-7.
8. Smith SL, Dowson D, Goldsmith AA. The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001;215:161-70.
9. Medley JB, Chan FW, Krygier JJ, Bobyn JD. Comparison of alloys and designs in a hip simulator study of metal on metal implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S148-59.
10. Chan FW, Bobyn JD, Medley JB, Krygier JJ, Tanzer M. The Otto Aufranc Award. Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(369):10-24.
11. Schmalzried TP, Peters PC, Maurer BT, Bragdon CR, Harris WH. Long-duration metal-on-metal total hip arthroplasties with low wear of the articulating surfaces. *J Arthroplasty.* 1996;11:322-31.
12. Doorn PF, Campbell PA, Worrall J, Benya PD, McKellop HA, Amstutz HC. Metal wear particle characterization from metal on metal total hip replacements: transmission electron microscopy study of periprosthetic tissue and isolated particles. *J Biomed Mater Res.* 1998;42:103-11.

13. Maloney WJ, Smith RL, Schmalzried TP, Chiba J, Huene D, Rubash H. Isolation and characterization of wear particles generated in patients who have had failure of a hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995;77:1301-10.
14. Hart AJ, Quinn PD, Sampson B, et al. The chemical form of metallic debris in tissues surrounding metal-on-metal hips with unexplained failure. *Acta Biomater.* 2010;6:4439-46.
15. Gill IP, Webb J, Sloan K, Beaver RJ. Corrosion at the neck-stem junction as a cause of metal ion release and pseudotumour formation. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94:895-900.
16. Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R. Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79:316-21.
17. Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R. Serum cobalt levels after metal-on-metal total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A:2168-73.
18. Clarke MT, Lee PT, Arora A, Villar RN. Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85:913-7.
19. Jin ZM, Dowson D, Fisher J. Analysis of fluid film lubrication in artificial hip joint replacements with surfaces of high elastic modulus. *Proc Inst Mech Eng H.* 1997;211:247-56.
20. Montero-Ocampo C, Rodriguez AS. Effect of carbon content on the resistance to localized corrosion of as-cast cobalt-based alloys in an aqueous chloride solution. *J Biomed Mater Res.* 1995;29:441-53.
21. Brodner W, Grohs JG, Bancher-Todesca D, et al. Does the placenta inhibit the passage of chromium and cobalt after metal-on-metal total hip arthroplasty? *J Arthroplasty.* 2004;19:102-6.
22. Basketter DA, Briatico-Vangosa G, Kaestner W, Lally C, Bontinck WJ. Nickel, cobalt, and chromium in consumer products: a role in allergic contact dermatitis. *Contact Dermatitis.* 1993;28:15-25.
23. Hallab N, Merritt K, Jacobs JJ. Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:428-36.
24. Milosev I, Trebse R, Kovac S, Cör A, Pisot V. Survivorship and retrieval analysis of Sikomet metal-on-metal total hip replacements at a mean of seven years. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1173-82.
25. Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, et al. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:28-36.
26. Park YS, Moon YW, Lim SJ, Yang JM, Ahn G, Choi YL. Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1515-21.
27. Heath JC, Freeman MA, Swanson SA. Carcinogenic properties of wear particles from prostheses made in cobalt-chromium alloy. *Lancet.* 1971;1:564-6.
28. Tharani R, Dorey FJ, Schmalzried TP. The risk of cancer following total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:774-80.
29. Mathiessen EB, Ahlbom A, Bermann G, Lindgren JU. Total hip replacement and cancer. A cohort study. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77:345-50.
30. Langkamer VG, Case CP, Collins C, et al. Tumors around implants. *J Arthroplasty.* 1977;12:812-8.
31. Gillespi WJ, Frampton CM, Henderson RJ, Ryan PM. The incidence of cancer following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70:539-42.
32. Visuri TI, Pukkala E, Pulkkinen P, Paavolainen P. Cancer incidence and causes of death among total hip replacement patients: a review based on Nordic cohorts with a special emphasis on metal-on-metal bearings. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006;220:399-407.
33. Weber BG. Experience with the Metasul total hip bearing system. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;(329 Suppl):S69-77.
34. Dorr LD, Wan Z, Longjohn DB, Dubois B, Murken R. Total hip arthroplasty with use of the Metasul metal-on-metal articulation. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82:789-98.
35. Iida H, Kaneda E, Takada H, Uchida K, Kawanabe K, Nakamura T. Metallosis due to impingement between the socket and the femoral neck in a metal-on-metal bearing total hip prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81:400-3.
36. Beaulé PE, Campbell P, Mirra J, Hooper JC, Schmalzried TP. Osteolysis in a cementless, second generation metal-on-metal hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(386):159-65.
37. Antony FC, Holden CA. Metal allergy resurfaces in failed hip endoprostheses. *Contact Dermatitis.* 2003;48:49-50.
38. Kim SY, Kyung HS, Ihn JC, Cho MR, Koo KH, Kim CY. Cementless Metasul metal-on-metal total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:2475-81.
39. Kim YH. Metal-on-metal articulation in total hip arthroplasty. *J Korean Hip Soc.* 2007;19:355-62.
40. Bosker BH, Ettema HB, Boomsma MF, Kollen BJ, Maas M, Verheyen CC. High incidence of pseudotumour formation after large-diameter metal-on-metal total hip replacement: a prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94:755-61.
41. Beaulé PE, Dorey FJ, Le Duff M, Gruen T, Amstutz HC. Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(418):87-93.
42. Pollard TC, Baker RP, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC. Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip. A five- to seven-year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-on-metal resurfacing. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:592-600.
43. Amstutz H, Campbell PA, Le Duff M. Fracture of the neck of the femur after surface arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:1874-7.
44. Korolessis P, Petsinis G, Repanti M, Repantis T. Metallosis after contemporary metal-on-metal hip resurfacing. Five to nine-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:1183-91.
45. Pandit H, Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, et al.

- Pseudotumours associated with metal-on-metal hip resurfacing. J Bone Joint Surg Br. 2008;90:847-51.*
46. Shimmin AJ, Back D. *Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. J Bone Joint Surg Br. 2005;87:463-4.*
 47. Amstutz HC, Le Duff MJ, Campbell PA, Wisk LE, Takamura KM. *Complications after metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty. Orthop Clin North Am. 2011;42: 207-30, viii.*
 48. Smith AJ, Dieppe P, Vernon K, Porter M, Blom AW. *National Joint Registry of England and Wales. Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements: analysis of data from the National Joint Registry of England and Wales. Lancet. 2012;379:1199-204.*
 49. Glyn-Jones S, Pandit H, Kwon YM, Doll H, Gill HS, Murray DW. *Risk factors for inflammatory pseudotumour formation following hip resurfacing. J Bone Joint Surg Br. 2009;91:1566-74.*
 50. Murray DW, Grammatopoulos G, Pandit H, Gundie R, Gill HS, McLardy-Smith P. *The ten-year survival of the Birmingham hip resurfacing: an independent series. J Bone Joint Surg Br. 2012;94:1180-6.*
 51. Haddad FS, Thakrar RR, Hart AJ, et al. *Metal-on-metal bearings: the evidence so far. J Bone Joint Surg Br. 2011; 93:572-9.*
 52. Angadji A, Royle M, Collins SN, Shelton JC. *Influence of cup orientation on the wear performance of metal-on-metal hip replacements. Proc Inst Mech Eng H. 2009;223:449-57.*
 53. De Haan R, Pattyn C, Gill HS, Murray DW, Campbell PA, De Smet K. *Correlation between inclination of the acetabular component and metal ion levels in metal-on-metal hip resurfacing replacement. J Bone Joint Surg Br. 2008;90:1291-7.*
 54. Hart AJ, Buddhdev P, Winship P, Faria N, Powell JJ, Skinner JA. *Cup inclination angle greater than 50 degrees increase whole blood concentration of cobalt and chromium ions after metal-on-metal hip resurfacing. Hip Int. 2008;18:212-9.*
 55. de Steiger RN, Hang JR, Miller LN, Graves SE, Davidson DC. *Five-year results of the ASR XL Acetabular System and the ASR Hip Resurfacing System: an analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. J Bone Joint Surg Am. 2011;93: 2287-93.*
 56. *Medical Device Alert. All metal-on-metal (MoM) hip replacements (MDA/2012/036) [cited 2013 Oct 22]. Available from: <http://www.mhra.gov.uk/home/groups/dts-bs/documents/medicaldevicesalert/con155767.pdf>.*
 57. Tucker K, Gregg P, Kay P, et al. *Monitoring the introduction and performance of a joint replacement: the United Kingdom metal-on-metal alert. J Bone Joint Surg Am. 2011;93 Suppl 3:37-42.*

국문초록

금속-금속 관절면 고관절 인공관절 치환술

한 석 구

가톨릭대학교 의과대학 성바오로병원 정형외과학교실

금속-금속 관절면 인공관절물은 마모가 적고 골두 크기가 크기때문에 관절의 안정성이 있다는 장점이 있으며 마모기전, 마찰학, 윤활기전 및 발생하는 마모입자 등에 금속-폴리에틸렌 관절면 인공고관절 치환물과 차이가 있다. 2세대 금속-금속 관절면 인공고관절 전치환술의 중, 장기적 임상결과는 우수하다고 알려져 있으나 마모된 금속입자와 금속이온이 국소적 및 전신적으로 미치는 여러 부정적 영향에 대한 가능성은 아직 해결되지 않은 숙제로 남아 있다. 최근 금속 마모입자와 금속이온에 의한 연부 조직 반응이 큰 문제가 되었고, 일부 표면 관절치환 인공관절물의 높은 재치환율이 보고되면서 퇴출되는 사태까지 초래되었다. 이에 저자는 금속-금속 관절면 인공관절의 역사, 마찰학(tribology), 금속 마모입자 및 금속이온의 생물학적 영향 및 금속-금속 관절면 고관절 전치환술의 임상적 결과 및 최근 이슈가 되고 있는 금속-금속 관절면표면 관절치환술의 현황 등을 고찰하고자 한다.

색인단어: 인공 고관절 전치환술, 금속-금속 관절면, 금속 마모입자, 금속 이온