

# 생체용 저탄성계수 타이타늄 신합금

정희원, 김승언, 현용택, 이용태 | 한국기계연구원

## 1. 서론

최근의 과학기술문명은 인간생활을 편리하고 윤택하게 만들었을 뿐만 아니라 인간의 수명을 연장시켜 고령화 시대로 접어들게 했다. 또한, 문명의 발달로 사회가 조직화, 고도화, 다양화됨에 따라 편리한 문명의 혜택과 더불어 인간은 많은 정신적 스트레스와 비만에 시달리게 되었다. 스트레스와 비만은 다양한 질병의 원인이 되었으며, 이러한 이유에서 발생한 근래에 가장 흔한 질병 중의 하나가 퇴행성 관절염이다.

퇴행성 관절염은 인간의 노화와 함께 발생하기도 하지만, 정신적 스트레스와 비만이 원인이 되어 40세 이상의 비교적 젊은 층에서도 많이 발생하고 있으며, 실제로 미국의 통계에 의하면 40세 이상의 성인 남녀 중 90%가 어느 정도의 퇴행성 관절염에 시달리고 있다고 한다<sup>[1]</sup>. 퇴행성 관절염과 같은 질환으로 인해 운동장애나 강직 변형된 관절에 운동성을 부여하고 통증을 치료하는 외과적인 기술을 관절성형술(arthroplasty)이라 하며, 그중 하나가 고장난 관절을 인공관절로 대체하는 인공고관절 대체술(total hip replacement)과 인공슬관절 대체술(total knee replacement)이다. 관절염을 앓고 있는 환자가 늘어나고 있으므로 인공관절 대체술은 해마다 증가하고 있는 추세이다. 그림 1은 인공고관절과 인공슬관절의 연도별 시술수를 2030년까지 예상한 것으로 65-74세, 75-84세의 시술수가 급증할 것으로 예상하고 있다<sup>[2]</sup>.

타이타늄의 우수성이 알려지기 전까지는 STS 316L과 같은 스테인리스강과 코발트 합금이 유력한 인공관절로 시술되었지만, 최근에는 내식성, 비강도, 생체친화성, 피로 특성 등이 우수한 타이타늄이 그 자리를 대신하게 되었다. 타이타늄이 생체용 재료로 사용되었던 초기

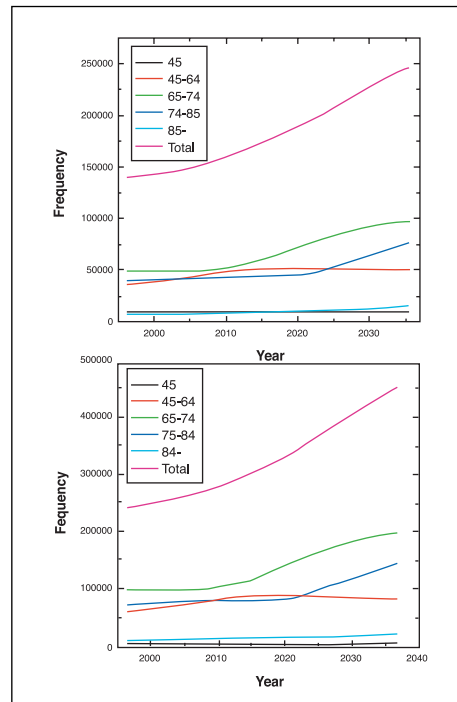


그림 1. 관절성형술 연도별 추이, 인공고관절(좌), 인공슬관절(우)<sup>[2]</sup>

에는 순 타이타늄과 Ti-6Al-4V ELI가 생체용 타이타늄으로 사용되었지만, Al이 인간에게 치매를 유발할 수 있다는 가능성과 V의 세포독성이 알려짐에 따라 새로운 신합금이 개발되어 왔다. 이러한 생체용 신합금의 1세대로 Ti-6Al-7Nb과 Ti-5Al-2.5Fe가 대표적인 합금이다.

금속원소의 독성 제거를 목적으로 이루어진 1세대 합금과는 달리 생체역학(biomechanics)적인 면에서 비롯된 연구가 2세대 합금개발이다. 1990년대 이후에 새롭게 보고되었던 문제점은 뼈와 인공관절의 탄성계수의 큰 차이에서 발생하는 응력차폐(stress shielding) 효과에서 비롯되었다<sup>[3]</sup>. 응력차폐 효과는 골섬유의 밀도를 저하시켜 인공관절과 뼈의 결합을 느슨하게 만들어 결국 인공관절의 수명을 단축시키는 결과를 초래하였다<sup>[3, 6]</sup>

본 고에서는 많은 하중이 많이 가해지는 인공고관절과 인공슬관절에 사용되는 생체용 합금과 생체용 저탄성계수 타이타늄 신합금 개발에 대해 개략적으로 소개하고자 한다.

## 2. 생체용 합금

### 2.1 생체용 합금의 특성

인간의 생체 조직에 이식되어 장시간 사용되어야 하는 인공고관절과 인공슬관절은 생체 세포와 해로운 반응이 없어야 할 뿐만 아니라 피로 하중이 장시간 가해지므로 피로 수명이 길어야 한다. 또한, 인공고관절두(femoral head)와 비구컵(acetabular cup)사이의 내마모성이 우수해야 한다. 표 1은 생체용 합금을 선택하거나 개발할 때 임플란트가 가져야 하는 여러 특성을 보여준다.

표 1. 생체용 합금의 특성 <sup>[7, 8]</sup>

생체친화성 (Biocompatibility)	골 섬유세포와의 반응성 (Osseointegration) 생체 분위기에서의 내식성(Bio corrosion resistance) 부식 생성물의 세포 반응성 (Adverse tissue reaction)
기계적 성질 (Mechanical properties)	탄성계수 (Elastic modulus) 인장, 항복강도 (Tensile, yield strength) 연성 (Elongation) 인성 (Toughness) 피로강도(피로균열생성, 피로균열전파) (Fatigue crack initiation, propagation) 경도, 내마모성 (Hardness, wear resistance)

생체용 합금의 친화성은 초기 뼈 섬유세포와 금속과의 결합성과 더불어 생체 분위기에서의 내식성과 용출된 금속이온 또는 금속산화물, 즉 부식생성물과 뼈 섬유세포, 생체액, 혈액, 효소 등과의 반응성에 의해 결정된다. Ti, Nb, Zr은 생체분위기내에서 내식성이 우수할 뿐만 아니라 부식생성물과 섬유세포, 생체액 등과 해로운 반응이 없어 생체 친화성이 우수한 금속 원소로 알려져 있다. 그림 2는 금속원소의 세포독성을 조사한 것으로 Fe, Co, Bi, Ag, Sr, Mg, V, Cu, Zn, Cd, Hg 가 세포독성이 강한 원소임을 보여준다<sup>[4]</sup>. 표2는 순금속 또는 합금이 골 조직에 이식되었을 경우 임플란트 주위에 형성되는 금속 이온 또는 금속 산화물과 골 섬유세포의 반응 형태로부터 그 독성을 조사한 것으로 Ti, Ti alloys, Ta, Nb, Zr, Pt 등

이 생체 친화성이 우수한 원소 또는 합금임을 보여준다.<sup>[4, 7]</sup>

생체용 합금으로 많이 사용되었던 316 스테인리스강과 Co 합금, Ti-6Al-4V 합금은 독성이 강한 합금원소를 함유하고 있으므로 1세대 생체용 합금 개발은 독성이 강한 원소를 무해한 원소로 대체하려는 노력에서 비롯되었다. 1세대 생체용 합금으로 개발된 합금은 Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2.5Fe 이지만, 골 섬유조직의 분해와 신경계에 이상을 유발할 수 있는 Al을 여전히 함유하고 있다.

합금의 조성에서 비롯되는 생체 친화성과 더불어 임플란트의 수명과 직결되는 내마모성, 탄성계수, 인장강도, 피로강도 등도 주요한 요소이다.

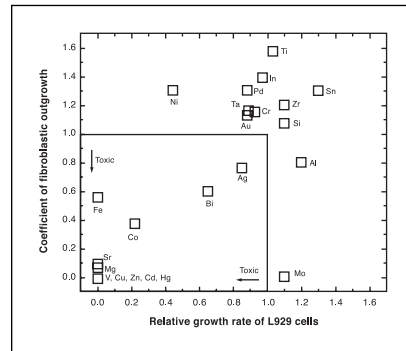


그림 2. 순금속의 세포독성<sup>[3]</sup>

표 2. 금속 임플란트 주위의 골 섬유세포 반응성<sup>[7]</sup>

Type of reaction	Elements
vital	Ti, Zr, Nb, Ta, Pt, Ti alloys
capsule	Al, Fe, Mo, Ag, Au, Stainless steels, CoCr alloys
toxic	Co, Ni, Cu, V

내마모성은 인공고관절두(femoral head)와 비구컵(acetabular cup)사이에서 요구되는 특성이며(그림 3), 두 개의 조합에 의해 내마모성이 결정된다. 금속-금속 조합의 경우 내마모성이 저하되므로 금속/금속 사이에 라이너를 부착한다. 라이너로 많이 사용되는 재료는 초고분자량 폴리에틸렌(Ultra High Molecular Weight Polyethylene:UHMWPE)이다.

최근의 연구에 의하면 Co-Co의 조합이 라이너가 있는 경우보다 우수한 내마모성을 나타내는 것으로 보고되어 유럽에서는 이 방법이 규격화 되어 있다. 인공고관절두와 비구컵의 조합의 예를 들면 다음과 같다. CoCrMo(head)-CoCrMo(cup), CoCrMo-UHMWPE, Alumina/Zirconia-UHMWPE, Alumina-Alumina, Ti-6Al-4V-UHMWPE, Coated Ti-6Al-4V-UHMWPE 가 그것이다<sup>[7]</sup>.

임플란트의 수명에 가장 큰 영향을 미치는 요인이 피로특성이다. 임플란트의 피로특성은 생체 분위기에서 이루어지므로 부식피로 기구가 임플란트의 수명을 결정한다. 또한 임플란트는 골 섬유세포의 성장을 촉진하기 위해 표면에 다공질의 코팅층(beaded structure)을 형성하게 되는데, 이 구조는 피로특성을 1/3로 저하시킨다. 따라서 다공질층의 표면을 가진 임플란트의 피로는 단순히 그 재료 자체의 피로특성에 좌우되는 것이 아니라, 표면에 존재하는 노치 민감도(notch sensitivity)에 의해서도 결정되므로, in-vitro 시험시 고려되어야 할 중요한 요소이다.

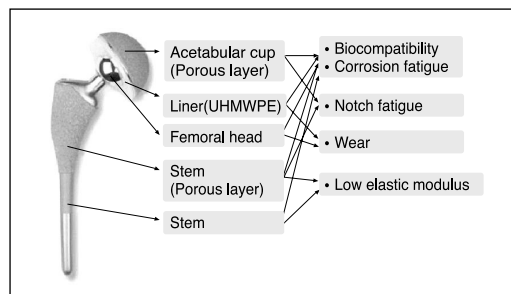


그림 3. 인공고관절의 구조 및 중요 요구 특성<sup>[8]</sup>

## 2.2 생체 역학적 응력차폐 효과

생체 친화성, 내마모성, 피로특성 외에도 임플란트가 이식되어 장기간 사용될 때 발생하는 문제점으로 뼈의 밀도 저하가 임상적으로 보고되었다.

임플란트의 응력차폐(stress shielding)는 10-40GPa 의 낮은 탄성계수를 가지는 뼈와 100-230GPa의 높은 탄성계수를 가지는 임플란트에 의해서 비롯된다<sup>[3-7]</sup>. 표 3은 초기에 사용된 임플란트 재료와 1세대 생체용 합금과 뼈의 탄성계수를 보여준다. CoCrMo와 STS316L은 200GPa 이상의 높은 탄성계수를 가지며, 타이타늄과 타이타늄 합금은 100-110GPa의 탄성계수를 가진다.

표 3. 뼈와 일세대 생체용 합금의 탄성계수<sup>[7]</sup>

material	Elastic modulus(GPa)	YS(MPa)	UTS(MPa)
Bone	10-40	-	90-140
CP Ti	105	692	785
Ti-6Al-4V	110	850-900	960-970
Ti-6Al-7Nb	105	921	1024
Ti-6Al-2.5Fe	110	914	1033
CoCrMo	200-230	275-1585	600-1795
STS 316L	200	170-750	465-950

뼈와 임플란트의 탄성계수의 차이는 이식된 임플란트 주위에 재형성된 뼈에서의 응력 분포를 변화시킨다. 즉, 높은 탄성계수를 가지는 임플란트가 뼈에 전달되어야 하는 응력을 감수한다. 살아 있는 인간의 뼈가 감수해야 하는 인장, 압축, 굽힘 모멘트가 장기적으로 작용하지 않으면, 뼈의 두께, 무게가 감소하여, 임플란트 주위에 골다공증(osteoporosis)이 발생한다<sup>[7]</sup>. 이러한 현상은 뼈와 임플란트의 결합을 약화시켜, 결국 임플란트를 다시 시술해야 하는 문제점이 발생한다.

실제로 이러한 현상을 확인하기 위한 실험이 여러 연구자에 의해서 in-vitro, in-vivo test와 FEM 방법에 의해서 진행되어 왔다. Sumner 등은 동일한 형상의 인공고관절을 높은 탄성계수와 낮은 탄성계수를 가지는 재료로 제작하여 개의 고관절에 시술하여 피층 골조직(cortical bone)과 골수조직(medullary bone)의 밀도를 관찰하였다<sup>[3]</sup>. 그림 4는 그 결과를 보여주는 사진으로 1998년 Journal of Biomechanics에 게재된 사진이다. 그림에서 대퇴부에서 가까운 부위에 존재하는 피층 골조직을 살펴보면 낮은 탄성계수를 가지는 임플란트의 경우 피층 골조직의 밀도가 거의 변하지 않는 반면에 높은 탄성계수를 가지는 임플란트의 경우 피층 골조직이 많이 훼손되어 있음을 알 수 있다. 또한, 임플란트의 끝부분을 살펴보면, 높은 탄성계수를 가지는 임플란트의 경우 골수조직의 비대현상도 발견되고 있다.

Simon 등은 양의 뼈에 낮은 탄성계수와 높은 탄성계수를 가지는 재료를 이식하고, FEM계산 결과와 비교한 결과, 낮은 탄성계수를 가지는 임플란트가 균일한 응력분포를 나타내는 것으로 보고하고 있으며, 이러한 효과는 훨씬 향상된 뼈와 임플란트의 결합

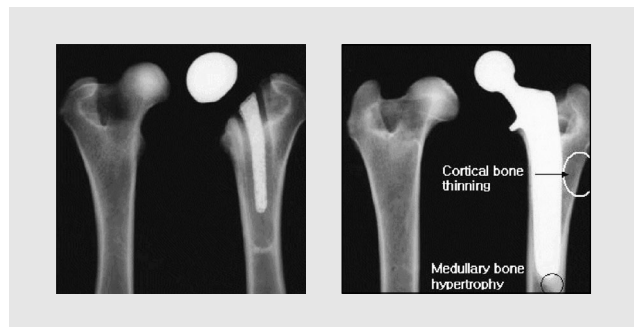


그림 4. 낮은 탄성계수의 임플란트(좌)와 높은 탄성계수의 임플란트(우)가 보여주는 응력차폐 현상<sup>[3]</sup>

(Osseointegration)을 가져올 것이라고 예측하였다<sup>[5]</sup>.

임플란트의 응력차폐 효과는 임플란트의 형상에 의해서도 영향을 받는다고 보고되고 있으며, 임플란트의 직경과 길이가 중요한 요소로 알려져 있다<sup>[6]</sup>. 그러나, 임플란트 재료의 탄성계수를 낮추는 방법이 여러 연구자에 의해 제안되고 있어, 저탄성계수 임플란트 재료를 개발하기 위한 노력이 진행 중이다.

### 3. 생체용 저탄성계수 합금의 개발 현황

2-2 절에서 기술한 응력차폐효과를 줄이기 위해 진행 중인 연구가 2세대 생체용 합금을 이루고 있다. 표 4는 현재 개발 중이거나 개발된 2세대 생체용 합금이다. 저탄성계수의 생체용 합금을 위해 사용된 원소는 Nb, Ta, Zr, Mo, Sn 이 대표적이다<sup>[7-11]</sup>. 가장 많이 사용되는 원소는 Nb, Ta, Mo로  $\beta$  안정화 원소이다. 따라서 1세대 생체용 합금이  $\alpha+\beta$  합금인데 반하여, 2세대 생체용 합금은 준안정  $\beta$  또는  $\beta$ 형 타이타늄 합금이다. Ti-12Mo-6Zr-2Fe(TMZF), Ti-15Mo-5Zr-3Al 등의 합금에서는 세포 독성이 강하다고 알려진 Fe와 치매를 유발할 수 있다고 보고된 Al이 여전히 사용되고 있다. 또한 Mo도 일부 동물실험에서 심각한 섬유세포 반응성을 보여주고 있으나, 많은 양의 Mo이 합금화 되어 있다. 생체 친화성의 문제는 앞에서 기술한 바와 같이 생체 분위기에서의 합금의 내식성과 용출된 금속이온 또는 금속산화물의 독성에 의해 결정되는데, 독성이 있다고 보고된 원소가 타이타늄과 합금화되었을 때 내식성이 우수하므로 2차적인 문제인 독성 원소의 용출이 쉽지 않다. 이러한 이유로 Al, V, Fe, Mo 과 같은 원소는 생체용 타이타늄 합금에서 여전히 논란의 대상이 되고 있다.

표 4. 생체용 저탄성계수 합금<sup>[7-10]</sup>

Alloy	Elastic modulus(GPa)	YS(MPa)	UTS(MPa)	Remark
Ti-12Mo-6Zr-2Fe(TMZF)	74-85	1000-1060	1060-1100	ST
Ti-15Mo	78	544	874	Annealed
Ti-15Mo-5Zr-3Al	75	870-968	882-975	ST
	88-113	1087-1284	1099-1312	STA
Ti-15Mo-2.8Nb-3Al	82	771	812	ST
	100	1215	1310	STA
Ti-13Nb-13Zr	64-77	600-650	850-900	ST
	79-84	836-908	973-1037	STA
Ti-15Mo-3Nb-0.3O(21SRx)	83	945-987	979-999	Annealed
Ti-35Nb-5Ta-7Zr(TNZT)	55	530	590	ST
Ti-35Nb-5Ta-7Zr-4O(TNZTO)	66	976	1010	ST
Ti-16Nb-9.5Hf(Tiadyne1610)	81	736	851	STA
Ti-16Nb-13Ta-4Mo	47-91	550-600	600-650	ST
	99-113	1150-1200	1200-1250	STA
Ti-29Nb-13Ta	65-76	200-250	550-600	ST
	103-105	850-900	1000-1050	STA

Alloy	Elastic modulus(GPa)	YS(MPa)	UTS(MPa)	Remark
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	52-65	250-300	500-550	ST
	80-84	850-900	900-950	STA
Ti-29Nb-13Ta-4Mo	52-74	550-600	600-650	ST
	73-80	1150-1200	1200-1250	STA
Ti-29Nb-13Ta-2Sn	47-62	400-450	450-500	ST
	49-78	550-600	600-650	STA
Ti-29Nb-13Ta-4.6Sn	54-66	350-400	500-550	ST
	69-79	900-950	950-1000	STA
Ti-29Nb-13Ta-6Sn	69-74	450-520	500-550	ST
	65-73	550-600	600-650	STA

개발된 저탄성계수 합금은 용체화 처리 상태에서 가장 낮은 탄성계수를 가지며, 용체화 처리 시효에 의해 탄성계수와 항복강도, 인장강도가 증가한다. 따라서, 원하는 탄성계수와 인장강도, 항복강도 등을 열처리에 의해 제어할 수 있지만, 합금의 탄성계수를 낮추기 위한 열처리를 실시하면 강도가 낮아지므로, 적절한 열처리 조건이 요구된다. 또한 탄성계수는 피로특성, 내마모특성과 직접적으로 관련되므로 이에 대한 고찰이 필요하다.

$\beta$ 형 타이타늄 합금은 안정상인  $\beta$ 와 준안정상인  $\alpha'$  마르텐사이트, 그리고  $\omega$ 상이 관찰된다. 열처리 조건에 따라 형성되는 상의 탄성계수는  $\beta$ 형 타이타늄 합금의 탄성계수를 결정하게 되므로 각상에 대한 탄성계수에 관한 연구가 진행되어 왔다. Ho 등은 Ti-Mo 합금에 대해 탄성계수를 조사한 결과,  $\alpha'$ ,  $\beta$ ,  $\omega$ 의 순으로 탄성계수가 증가한다고 제안하였다<sup>[12]</sup>. 반면에 Fan은 문헌을 토대로 각상의 탄성계수를 조사하였는데,  $\beta$ ,  $\alpha'$ ,  $\alpha$ 의 순으로 탄성계수가 증가한다고 제안하였다<sup>[13]</sup>. 또한, Lee와 Welsch는 Ti-6Al-4V 합금의  $\beta + \alpha'$  혼합조직에 변형이 가해지면 변형에 의해 유기된  $\alpha'$ 상에 의해 탄성계수가 증가함을 실험적으로 증명하였다<sup>[14]</sup>. 또한, Hao 등은 Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr 합금에서  $\beta$ 와  $\alpha'$  마르텐사이트의 탄성계수는 비슷한 수준이라고 주장하였다<sup>[15]</sup>. 이와 같이 각상에 대한 탄성계수에 대한 연구가 많지만, 일치된 결과를 얻지는 못했다. 이러한 이유는 연구의 대상이 된 합금의 조성의 차이에 기인한 각상의 물성 변화 때문인 것으로 생각된다.

표 5는 저탄성계수 합금의  $10^7$  cycles에서의 피로강도를 나타낸 것이며, 저탄성계수 합금의 열처리 조건에 따라 피로강도가 현격히 차이가 난다<sup>[7, 11]</sup>. 특히, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr합금에서 저탄성계수를 가지

표 5. 저탄성계수 합금의 피로강도( $N=10^7$  cycles)<sup>[7, 11]</sup>

Alloys	Fatigue limit(MPa)	Remark
Ti-6Al-4V ELI	598-816	
Ti-13Nb-13Zr	500-520	aged
Ti-15Mo-5Zr-3Al	400-420	
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	250-280	annealed
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	310-330	annealed, $N_f = 10^6$
	690-710	aged

기 위한 ST상태에서 피로강도가 10<sup>6</sup>cycles에서 약 320MPa로 낮은 값을 나타낸다. 그러나 시효 상태에서는 690-710MPa으로 Ti-6Al-4V ELI에 필적하는 피로강도를 나타낸다. 따라서 피로강도와 탄성계수를 최적화 시킬 수 있는 열처리 조건을 선택해야 한다.

Long 등은 인공관절용 생체용 합금에서 단순히 피로강도만을 요구할 필요는 없다고 주장한다[8]. 이유는 인공고관절의 표면에 형성되는 다공질층이 노치 역할을 하여 피로수명을 현격히 저하시키기 때문이다. 다공질층의 노치 역할로 인공고관절 생체용 합금에서 요구되는 또 다른 성질은 노치민감도이다. 따라서 피로 시험에 있어서도 응력제어 피로시험보다도 변형제어 피로시험이 더 중요한 의미를 가진다. 실제로, Ti-6Al-4V, TNZTO, 2ISRx, TNZT 합금에 대해 변형제어 피로시험을 실시한 결과, TNZTO와 2ISRx합금이 Ti-6Al-4V보다 우수한 특성을 나타냈다[8]. 표 6은 생체용 합금의 노치피로강도를 조사한 결과이다. 저탄성계수 타이타늄 합금으로 개발된 β 타이타늄 합금이 Ti-6Al-4V에 비해 노치에 의해 감소되는 비율이 작음을 알 수 있다.

표 6. 생체용 합금의 노치피로강도[7]

Alloys	Smooth fatigue limit(MPa), I	Notch fatigue limit(MPa), II	II/I	Remark
Ti-6Al-4V	500	290	0.58	
Ti-15Mo-5Zr-3Al	560-640	190	0.30-0.34	aged
Ti-13Nb-13Zr	500	335	0.67	aged
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	525	410	0.78	ST

Ninomi는 Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr의 세포독성을 쥐의 L929세포를 이용하여 그림 5와 같이 MTT방법과 NR 방법으로 평가하였다<sup>[11]</sup>. MTT방법은 미토콘드리아(Mitochondria)에 의한 세포호흡(cell respiration)으로 세포독성을 평가하는 방법이며, NR방법은 중성 적색소(Neutral Red Pigment)를 이용하여 세포막의 손상이 없는 건전한 세포의 비율로 세포독성을 평가하는 방법이다<sup>[17, 18]</sup>. 그림 5는 MTT방법에 의한 결과이며, Ti-6Al-4V 보다 우수하였고 CP Ti와 비슷한 세포독성을 얻었다<sup>[11]</sup>. 또한, Ti-29Nb-13Ta-xM (M=Zr, Mo, Sn)합금과 Ti-6Al-4V ELI 합금의 내마모성을 조사한 결과, 상대재료가 지르코니아인 경우, Ti-29Nb-13Ta-xM (M=Zr, Mo, Sn)합금이 Ti-6Al-4V보다 우수하였고, 상대재료가 알루미늄인 경우, Ti-6Al-4V ELI 가 우수하였다(그림 7)<sup>[16]</sup>.

이상의 결과들을 살펴볼 때, 저탄성계수 타이타늄 합금으로 개발된 β 합금은 생체 친화적인 면에서 기존의 합금보다 우수하며, 인장, 피로, 내마모성 등의 기계적 성질도 기존의 Ti-6Al-4V ELI에 비해 크게 떨어지지 않음을 알 수 있다. 따라서, 생체재료로 개발된 β-저탄성계수 합금의 적용이 기대되며, 앞으로 저탄성계수 타이타늄 합금에 대한 연구가 활발히 지속될 것으로 기대된다.

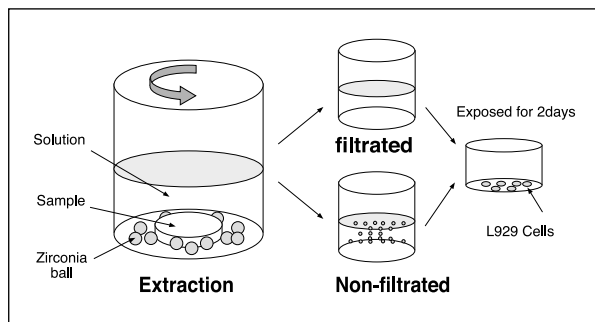


그림 5. L929 세포를 이용한 세포독성 평가 방법<sup>[11]</sup>

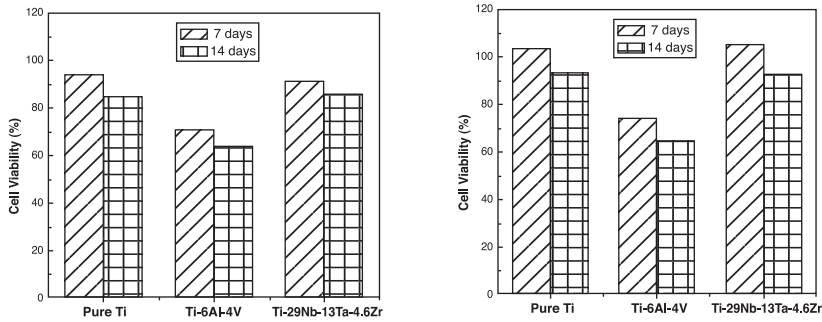


그림 6. MTT방법에 의한 L-929 세포의 생존율<sup>[16]</sup>

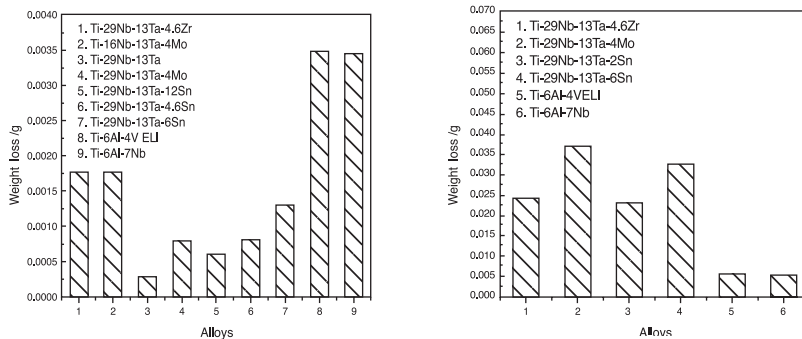


그림 7. 생체용 합금의 마모 특성: Zircon ball (left), Alumina ball (right) <sup>[16]</sup>

#### 4. 맺음말

생체역학적인 면에서 비롯된 응력차폐효과를 방지하기 위해 개발된 저탄성계수 타이타늄합금은 생체 친화성이 우수할 뿐만 아니라 노치피로강도와 내식성이 뛰어나며, 내마모성이 크게 떨어지지 않아 생체 용 재료로 많이 사용되는 Ti-6Al-4V를 대체할 수 있을 것으로 기대된다.

#### 참고 문헌

- [1] E.W. Lowman : Osteoarthritis, J. Amer. Med. Acad, (1955) 157
- [2] Bulletin of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 47(3) 1999
- [3] DR, Sumner, T.M, Turner, R, Igloria, R.M, Urban, J.O, Galante : J. Biomechanics, 31 (1998) 909
- [4] Y. Okazaki, Y. Ito, K. Kyo, T. Tateisi : Mater. Sci. Eng. A213 (1966) 138
- [5] U. Simon, P. Augat, A. Ignatius, L. Claes : J. Biomechanics, 36 (2003) 1079
- [6] T.P. Vail, R.R. Glisson, T.D. Koukoubis, F. Guilak : J. Biomechanics, 31 (1998) 619

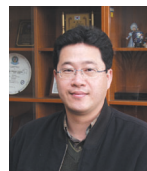


- [7] M. Long, H.J. Rack : Biomaterials, 19 (1998) 1621
- [8] 김승언, 정희원, 이용태 : 기계와 재료, 13(1) (2001) 87
- [9] D. Kuroda, M. Niinomi, M. Morinaga, Y. Kato, T. Yashiro : Mater. Sci. Eng. A243 (1998) 244
- [10] M. Niinomi : Mater. Sci. Eng. A243 (1998) 231
- [11] M. Niinomi : Biomaterials 24 (2003) 2673
- [12] W.F. Ho, C.P. Ju, J.H.C. Lin : Biomaterials, 20 (1999) 2115
- [13] Z. Fan : Scripta Metall. Mater., 29 (1993) 1427
- [14] Y.T. Lee, G. Welsch : Mater. Sci. Eng., 128A (1990) 77
- [15] Y.L. Hao, M. Niinomi, D. Kuroda, K. Fukunaga, Y.L. Zhou, R. Yang, A. Suzuki : Metall. Mater. Trans., 33A (2002) 3137
- [16] M. Niinomi, D. Kuroda, K. Fukunaga, M. Morinaga, Y. Kato, T. Yashiro, A. Suzuki : Mater. Sci. Eng. A263 (1999) 193
- [17] E. Borenfreund, J.A. Purener : Toxicol Letter, 24 (1985) 119
- [18] T. Mosman : J. Immunol Methods, 65 (1983) 55



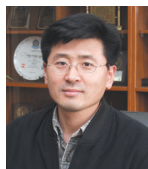
정희원

- 한국기계연구원 공정연구부 선임연구원
- 관심분야 : 생체용 합금 설계 및 상변태
- E-mail : won680@kmail.kimm.re.kr



김승언

- 한국기계연구원 공정연구부 책임연구원
- 관심분야 : 생체용 합금 및 부품 제조 기술 및 상변태  
TiAl 일방향 응고 기술 및 기계적 특성평가
- E-mail : sek24@kmail.kimm.re.kr



현용택

- 한국기계연구원 공정연구부 선임연구원
- 관심분야 : 타이타늄합금의 기계적 특성평가  
타이타늄합금의 용해 주조
- E-mail : ythyun@kmail.kimm.re.kr



이용태

- 한국기계연구원 재료기술 연구소장
- 관심분야 : 항공소재부품개발
- E-mail : yltlee@kmail.kimm.re.kr