



의료용 Ti-Ni 형상기억합금

남태현 | 경상대학교, 현용택, 김승언 | 한국기계연구원

형상기억합금은 합금이 갖는 형상기억효과 및 초탄성효과 때문에 학문적으로 공업적으로 큰 흥미를 끌어들였다. 형상기억효과는 Au-Cd 합금^[1]과 Cu-Zn 합금^[2]에서 최초로 발견되었지만 당시에는 크게 주목을 받지 못하였다. 그 후 1962년 Ti-Ni 합금^[3]에서 형상기억효과가 발견된 이래로 크게 주목을 받게 되었고, 곧바로 상용화를 위한 노력이 이어져 리벳, 열엔진, 커플링, 회로차단기 등에 적용이 시도되었다. 현재까지 약 300여종에 이르는 형상기억합금이 개발되어 있지만 형상기억효과의 안정성, 우수성, 내식성, 가공성, 내피로성, 내마모성이 우수한 Ti-Ni 합금이 가장 실용화에 적합한 합금으로 인식되고 있다.

Ti-Ni합금은 1960년대에 개발되었지만 의료분야에 적용되기 시작한 것은 1980년대이고, 그 후 미국의 FDA가 Ti-Ni 합금으로 제조된 몇몇 3급(Class III) 임플란트를 인증하면서 시장규모도 폭발적으로 증가하고 있다^[4]. 일본의 경우 1980년대 초부터 Ti-Ni 합금을 치과용 임플란트로 사용하여 왔고^[5], 독일, 중국, 러시아도 1980년대부터 임상에 적용해 왔다. 우리나라는 2004년 식품의약품안전청으로부터 제조 및 판매가 허가되어 현재 실제 임상에 적용되고 있다.

이와 같이 Ti-Ni 합금이 의료용 금속재료로서 널리 쓰이게 된 가장 근본적인 이유는 말할 나위 없이 합금이 갖는 형상기억효과 및 초탄성효과 때문이다. 본고에서는 Ti-Ni 합금을 의료용 금속재료의 입장에서 재조명해 보고, 본 합금이 의료용 금속재료로서 어떠한 장점이 있으며, 그러한 장점을 의료분야에서 어떻게 응용하고 있는가에 대해 소개하고자 한다. 또한 의료용 Ti-Ni 합금에서 향후 개선되어야 할 요소에 대해서도 논의하고자 한다.

1. Ti-Ni 합금의 형상기억효과와 초탄성효과

형상기억효과란 그림 1에 나타낸 바와 같이 일정한 형태를 갖는 합금(①)을 냉각하여 마르텐사이트 상태로 만든 후(②) 변형시키고(③), 그 후 합금을 가열하여 오스테나이트로 만들면 원래의 형상(④)으로 돌아가는 현상을 말한다. 따라서 형상기억효과를 이용하기 위해서는 반드시 ③의 변형과정과 ④의 가열과정이 필요하다.

한편 초탄성효과란 그림 2에 나타낸 바와 같이 일정한 형태를 갖는 합금(①)을 오스테나이트 상태에서 변형시킨 후(②), 응력을 제거하면 원래의 형태로 돌아가는(③) 현상을 말한다. 즉 형상기억효과와 달리 변형 후 원래의 형태로 되돌아가기 위한 별도의 가열과정이 필요하지 않다.

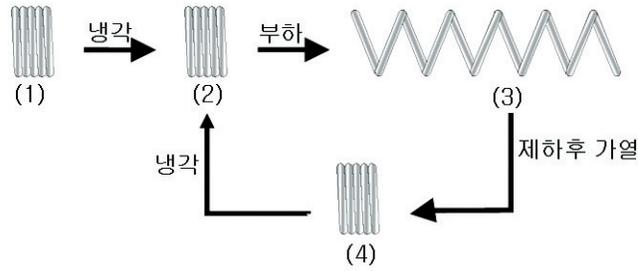


그림 1. 형상기억효과



그림 2. 초탄성효과

Ti-Ni 합금은 형상기억효과와 초탄성효과를 모두 나타낸다. 그림 3은 Ti-Ni 합금이 형상기억효과 및 초탄성효과를 나타내는 모식도이다. 형상기억효과는 M_s (마르텐사이트변태 개시온도) 이하에서 나타난다(그림 3(a)). 응력을 증가시키면 마르텐사이트의 탄성변형이 발생하고, 그 후 변형이 계속 증가하여도 응력이 변화하지 않는 응력평탄부가 나타나는데 이는 마르텐사이트 배리언트의 재배열에 기인한다. 응력을 제거하면 탄성변형만큼 회복하고 남아있는 변형은 A_f (마르텐사이트 역변태 종료온도) 이상으로 가열하면 회복한다. 초탄성효과는 A_f 이상의 온도에서 나타난다(그림 3(b)). 응력을 증가시키면 오스테나이트의 탄성변형이 발생하고, 그 후 응력평탄부가 나타난다. 이것은 응력유기 마르텐사이트변태에 기인한 것이다. 응력을 제거하면 응력부하시 발생한 모든 변형이 회복된다. 더 높은 온도에서 변형하면 응력유기 마르텐사이트변태가 발생하기 전에 슬립변형이 발생하므로 일반적인 금속재료에서 관찰되는 소성변형이 발생한다(그림 3(c)).

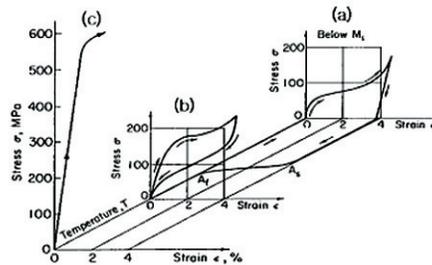


그림 3. Ti-Ni 합금의 변형거동과 온도의 관계

이와 같이 형상기억효과는 마르텐사이트 배리언트의 재배열에, 초탄성효과는 응력유기 마르텐사이트 변태에 기인하는 것으로 모두 마르텐사이트 변태에 기초를 두고 있다. 다만 두 가지 효과는 나타나는 온도영역이 다를 뿐이다. 따라서 동일한 Ti-Ni 합금에서 형상기억효과와 초탄성효과를 모두 얻을 수 있다.

2. 의료용 재료로서의 Ti-Ni 합금

Ti-Ni 합금이 의료용 합금으로서 기존의 스테인레스강 및 Ti 합금에 비해 우수한 성질을 나타내는 것은 그림 4에 나타낸 바와 같이 변형거동의 차이에 기인한다. 스테인레스강의 경우 탄성변형에 의해 회복될 수 있는 변형량은 최대 0.5%를 넘지 못하지만 Ti-Ni 합금의 경우에는 최대 8%까지 회복된다. 또한 변형의 대부분이 일정한 응력하에서 발생한다. 이러한 독특한 변형특성이 Ti-Ni 합금을 의료용 재료로서 널리 사용되게 한다.

현재 의료용 금속재료로서 사용되고 있는 Ti-Ni합금은 일부 형상기억효과를 사용하는 예가 있지만, 대부분은 초탄성효과를 이용하고 있다. 초탄성효과는 1970년대에 발견되었고, 초탄성효과의 기구도 동일한 시기에 알려졌다. 그럼에도 불구하고 Ti-Ni 합금이 의료용 재료의 하나로서 인정받고, 시장을 형성하기 시작한 것은 1990년대 후반에 들어서이다. Ti-Ni 합금이 의료용 재료로서 시장을 형성하게 된 계기는 첫째 가급적 인체에 손상을 최소화 할 수 있는 의료기술(less invasive medical procedure)을 도입하려는 의료계의 경향을 들 수 있다. 2002년 기준으로 의료기기의 세계시장 규모는 1300억 달러로 추정되고 있으며 이 중 미국시장이 45%, 유럽시장이 약 30%를 차지하고 있고, 유럽시장 중에서 독일이 차지하는 비중이 약 50%에 이르고 있다⁶⁾. 이러한 막대한 규모의 시장을 차지하기 위한 치열한 경쟁속에서 의료기기의 성능을 획기적으로 개선할 수 있는(예로 less invasive medical procedure) 재료 개발이 필요하게 되었고, 그 결과 기존의 스테인레스강 및 Ti 합금에서는 볼 수 없는 독특한 형상기억효과 및 초탄성효과를 나타내는 Ti-Ni 합금이 주목을 받게 되었다.

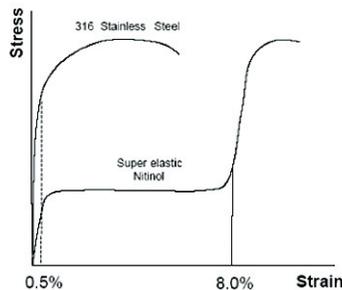


그림 4. 316 stainless steel과 Ti-Ni 합금의 인장변형거동

둘째는 Ti-Ni 합금을 다양한 형태로 제조할 수 있는 가공기술 개발을 들 수 있다. 1990년대에 들어서 Ti-Ni 합금은 기존의 판재 및 선재의 형태뿐만 아니라 튜브 등의 다양한 형태로 제조 가능하게 되었다. 더욱이 절삭가공 특성이 매우 열악한 Ti-Ni 합금에 레이저를 이용한 정밀가공기술이 접목됨에 따라 보다 다양한 형태의 의료기기 제조가 가능하게 되었다. 셋째로는 형상기억합금 전문가로부터 의사 및 의료기기 설계자에 대한 기술 이전 노력을 들 수 있다. 형상기억효과 및 초탄성효과를 의료기기에 적용하기 위해서는 형상기억합금 전문가가 상당한 정도의 의료분야 관련 지식을 가져야 하고, 의사 및 의료기기 설계자 역시 이들 효과에 대한 정확한 지식을 가져야 한다. 그 동안 ICOMAT (International Conference On Martensitic Transformation), SMST (The Shape Memory and Superelastic Technologies Society)⁷⁾ 등의 형상기억합금 관련 대표적인 국제학술대회를 통해 재료전문가와 의료전문가와의 교류가 꾸준히 이루어져 왔고, 그 결과 다양한 형태의 적용 아이디어 및 실제 적용 사례가 보고되어

왔다.

3. Ti-Ni 합금의 장점 및 단점

Ti-Ni 합금은 의료용 금속재료로서 여러 가지 장점을 가지고 있는 동시에 앞으로 개선해야 할 과제도 포함하고 있다. 먼저 장점으로는 1) 탄성적인 변형회복 능력, 2) 열적인 변형회복 능력, 3) 굽힘 저항, 4) 생물학적 생체적합성, 5) 기계적 생체적합성, 6) 부하응력 제거시 일정한 응력 발현, 7) 히스테리시스 등을 들 수 있다. 동시에 향후 연구되어야 할 과제로는 1) 피로특성에 대한 규명, 2) 생체조직과의 반응 등을 들 수 있다.

3.1 탄성적인 변형회복 능력

탄성적 변형회복 능력은 Ti-Ni 합금이 가지는 초탄성효과에 기인한다. 인체에 손상을 최소화 할 수 있는 의료 기술 개발이 중요한 과제로 떠오르면서, 수술 부위를 크게 절개하지 않고 수술 과정에 필요한 기구들을 좁은 절개 부위(portal)를 통해 인체에 삽입하여 수술하는 방법이 널리 이용되고 있다. 이 경우 좁은 절개부위를 통해서 삽입 되어야 하므로 모든 수술기구들은 접힌 상태로 삽입되어야 하고, 수술부위에 도달하면 다시 원래의 형태로 복원되는 성질이 필요하다. 그러므로 수술기구들의 대부분은 유연성이 우수한 재료로 제작되어야 하는데 이러한 측면에서 초탄성효과를 지니는 Ti-Ni 합금은 다른 재료에 비해 매우 유리한 재료라고 말할 수 있다.

3.2 열적인 변형회복 능력

열적 변형회복 능력은 Ti-Ni 합금이 가지는 형상기억효과에 기인한다. 예로 골절치료의 경우 지금까지 bone plate, screw 등을 조합한 치료방법이 가장 널리 사용되어 왔다. 한편 형상기억효과를 이용하는 경우 Ti-Ni 합금 골절치료 기구를 마르텐사이트 상태에서 시술에 간편한 형태로 변형시켜, 인체에 삽입한 후 오스테나이트 상태가 되도록 자연가열 및 인공가열 하면, 변형전 원래의 상태로 복원하려는 회복력에 의해 골고정이 이루어진다. 따라서 기존의 방법에 비해 수술시 절개부위를 대폭 줄일 수 있기 때문에, 가급적 인체의 피해를 최소화 하려는 최근 의료기술 개발 경향에 매우 적합하다고 말할 수 있다. 또한 시술 후 골절치료기구는 인체내에서 오스테나이트 상태가 되어 초탄성효과를 나타내게 되고 후술하는 바와 같이 우수한 기계적 생체적합성을 갖는다.

3.3 굽힘저항

굽힘저항은 Ti-Ni 합금의 변형이 균일하게 발생한다는데 기인한다. 예로 가이드와이어(guide wire)는 인체 내에서 복잡한 혈관을 따라 이동하게 된다. 이 때 혈관내에서 와이어의 일부가 소성변형하여 굽힘변형이 발생하면 더 이상 외부에서 가이드와이어를 조절할 수 없게 된다. 따라서 가이드와이어는 국부적인 소성변형이 발생하지 않는 것이 무엇보다 우선적으로 요구되는 성질이라 말할 수 있다.

그림 4에 나타낸 바와 같이 Ti-Ni 합금이 국부적으로 응력평탄부 변형율(ϵ_p) 이상으로 변형되었다고 하면 국부적으로 응력도 평탄부응력(σ_p) 이상으로 상승하게 된다. 일반적인 금속재료와 같이 변형이 전위이동을 수반한 슬립변형에 의해 발생한다면 국부적인 응력상승은 더욱더 큰 국부적인 변형을 야기 시킨다. 그러나 Ti-Ni 합금의 경우 변형은 슬립변형이 아닌 응력유기 마르텐사이트변태에 의해 발생하므로 국부적으로 상승된 응력은 아직 마

르텐사이트변태가 일어나지 않은 영역에 상변태가 일어나도록 유도한다. 그 결과 합금전체에 걸쳐 마르텐사이트 변태에 의해 균일한 변형이 발생할 때까지 국부적인 소성변형은 발생하지 않는다. 이와 같은 균일한 변형은 굽힘 저항을 향상시키는데 매우 중요한 역할을 한다.

3.4 생물학적 생체적합성

생물학적 생체적합성은 간단하게 어떤 재료가 인체 내에서 이물반응 등의 부작용이 일어나지 않는가 하는 척도로서 정의할 수 있다. 인체는 모든 외부물질에 대해 반응(foreign body reaction)을 나타내므로 이 반응이 일어나는 정도와 생물학적 생체적합성은 밀접한 관계가 있다. 따라서 생물학적 생체적합성은 특정 용액에서 재료의 내식성과 재료로부터 독성이 있는 이온이 방출되는 정도와 직접 관련된다.

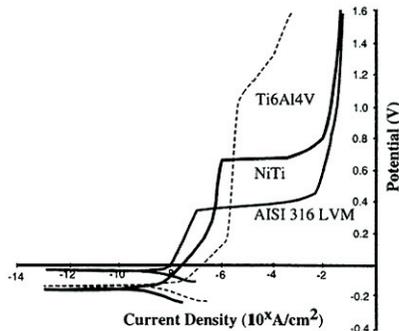


그림 5. Ti-Ni, Ti-6Al-4V 및 AISI316LVM 합금의 음극분극곡선

Ti-Ni 합금은 금속간화합물로서 우수한 생물학적 생체적합성을 가지는 것으로 알려져 있다. 이는 합금의 표면에 TiO_2 산화물이 생성되기 때문으로, 이 산화물은 합금 표면에서 부동태막을 형성하여 더 이상 부식이 진행되지 않도록 하는 역할을 한다^[8-11]. 동시에 이 산화물은 Ni산화에 대한 물리화학적 장벽 역할을 한다^[12]. 그림 5는 Hanks 용액하에서 얻어진 TiNi 합금과, 의료용 재료로 널리 사용되고 있는 AISI316LVM강과 Ti-6Al-4V합금의 음극분극곡선이다^[8]. Ti-Ni 합금의 내식성은 Ti-6Al-4V합금 보다는 떨어지지만 AISI316LVM강 보다는 우수한 것을 알 수 있다.

Ti-Ni 합금의 생체적합성을 논의할 경우 항상 화제가 되어왔던 것은 Ni 이온 방출이었다. Ni 이온은 체내에 과다하게 존재하면 알레르기 반응을 일으키거나 세포독성을 일으키는 것으로 알려져 있다. 타액속에서 Ti-Ni 합금의 Ni이온 방출실험 결과 하루에 $13.05\mu g$ 방출되는 것으로 측정되었다^[13,14]. 이는 일상생활에서 우리가 섭취하는 Ni 양이 하루에 200-300 μg 입을 감안하면 극히 소량에 지나지 않는다.

이상의 결과를 종합하면 Ti-Ni은 스테인레스강 보다 우수한 내식성을 가지며 극히 소량의 Ni 용출을 보였다. 따라서 Ti-Ni 합금의 생물학적 생체적합성은 매우 우수하다고 결론지을 수 있다. 실제 많은 동물 및 임상시험결과^[15-18]가 이와 같은 결론을 뒷받침하고 있다.

3.5 기계적 생체적합성

스테인레스강, Ti 및 Ti 합금은 그림 6에 나타난 것과 같이 뼈, 머리카락 등의 생체조직에 비해 탄성계수가 매우

크기 때문에 생체에 삽입된 후 생체조직에 응력이 제대로 전달되지 못하여 문제가 야기되는 응력차폐효과가 나타난다. 이에 비해 Ti-Ni 합금은 탄성계수가 생체조직과 매우 유사한 값을 가질 뿐만 아니라 변형거동도 매우 유사함을 알 수 있다. 즉 생체조직은 부하 시에 발생된 변형이 하중을 제거하면 회복하는 변형거동을 보이는데 이는 Ti-Ni 합금에서 나타나는 초탄성변형거동과 매우 유사하다. 이와 같이 Ti-Ni 합금의 기계적 성질은 생체조직의 기계적 성질과 매우 유사하기 때문에, 주위의 조직과 하중을 효과적으로 분담함으로써 뼈의 성장 및 치료효과를 향상시킬 수 있다.

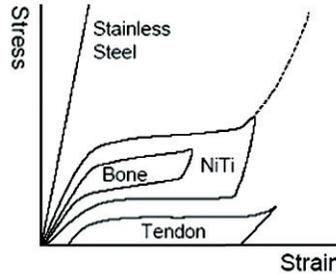


그림 6. Ti-Ni 합금 및 생체조직의 응력-변형률 곡선

이러한 기계적 성질의 유사성을 보다 효과적으로 이용하기 위하여 Ti-Ni 합금의 형태를 뼈 조직과 유사한 다공체로 제조하려는 노력이 기울여졌고, 그 결과 형상기억효과 및 초탄성효과를 유지하는 Ti-Ni 합금 다공체가 자전연소법으로 제조되게 되었다^[19-21]. 제조공정 변수를 조절함으로써 기공율, 기공의 크기 및 분포를 뼈 조직과 유사한 형태로 조절할 수 있는 기술이 개발되어 러시아에서는 이미 임상에 적용하고 있다. 그림 7은 자전연소법으로 제조된 Ti-Ni 합금 다공체의 응력-변형률 곡선을 나타낸 것이다. 그러나 Ti-Ni 다공체는 러시아를 제외한 모든 국가에서 아직 사용이 허가 되어 있지 않기 때문에 향후 동물실험 및 임상실험을 통하여 안정성이 입증되어야 한다.



그림 7. 자전연소법으로 제조된 다공질 Ti-Ni 합금

3.6 피로특성

생체재료의 피로특성은 생체내에서 반복작동에 대한 기계적 안정성을 대표하기 때문에 매우 중요한 성질중 하나이다. 예로 미국의 FDA는 스텐트(stent)에 대해 4×10^8 을 넘는 피로수명을 요구하고 있다. 이러한 피로수명 요구에 대응하기 위해서는 무엇보다도 피로수명을 결정하는 재료학적인 인자를 규명하여야 한다. 일반 금속재료의 경우 피로파괴의 기구, 피로강도 및 수명 향상방법이 매우 잘 알려져 있다.

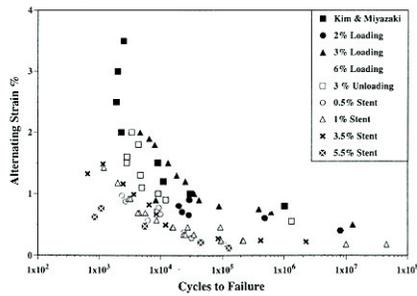


그림 8. Ti-Ni 합금의 피로수명

Ti-Ni 합금의 피로수명에 관한 연구는 스텐트 적용에 대해 집중적으로 이루어져 왔다. 그림 8은 여러 연구자에 의해 보고된 Ti-Ni 합금의 피로시험 결과를 나타낸다^[5]. 일반적인 금속재료에 비해 비교적 큰 변형율에서도 우수한 피로수명을 나타냄을 알 수 있다. 그러나 Ti-Ni 형상기억합금에서 나타나는 형상기억 및 초탄성변형은 비선형적이기 때문에 기존의 피로수명이론이 적용되기 곤란하다. 특히 형상기억효과와 초탄성효과에 결정적인 영향을 미치는 마르텐사이트와 오스테나이트의 부피분율 및 피로파괴기구에 미치는 영향에 대해서는 아직도 불분명한 점이 많이 남아 있다^[4]. 또한 생체내에서 Ti-Ni 합금은 유연한 생체조직에 대해 매우 불규칙한 반복변형을 받게 되어 피로수명 예측을 더욱 복잡하게 만든다.

3.7 인체적용에 대한 한계

앞서 언급한 바와 같이 Ti-Ni 합금은 우수한 기능성과 생체적합성을 바탕으로 의료용 재료로서 매우 적합하다. 그러나 이러한 장점 때문에 Ti-Ni 합금이 모든 의료분야에 적용될 수 있을 것이라고 생각하는 것은 위험하다. 예를 들어 Ti-Ni 합금의 Ni용출이 억제되는 것은 TiO₂ 산화물이 생성되기 때문이었다. 그러나 이 산화물은 초탄성 및 형상기억 변형시 변형량이 커지면 기계적으로 파괴될 것으로 예측된다. 특히 이러한 변형이 반복적으로 발생하고, 또한 마모가 발생할 수 있는 응용분야라고 한다면 그 위험성은 더욱 증가할 것이다. 이러한 이유 때문에 최근 Ti-Ni 합금의 표면처리에 대한 연구가 활발히 진행되고 있고^[22,23], Ni를 전혀 포함하지 않는 Ni-free 형상기억합금도 개발되고 있다.

4. Ti-Ni 합금의 의료분야 적용 사례

Ti-Ni 합금은 의료분야에 넓은 범위에 걸쳐 응용되어 왔다. 본고에서는 지면의 한계 상 비교적 큰 시장을 형성하고 있거나, 최신의 응용에 대해서만 소개하고자 한다.

4.1 Interventional radiology

종래에는 진단을 목적으로 catheter를 단순히 동맥, 정맥에 삽입하는 혈관조영법(angiography)으로 시작되었지만 1970년대에 이르러 인체의 피해를 최소화 시키는 치료법으로 발전하였다. 간접방사선의학 분야의 기술은 X선이나 MRI(magnetic resonance imaging)를 이용하여 이미지를 관찰하면서 이루어지는데 막힌 동맥의 혈액을

소통시키고, 색전(emboli)이 폐에 이르는 것을 막아주는 필터를 장착하는 등의 과정을 포함한다.

a) 가이드와이어(guide wire)

Ti-Ni 합금은 앞서 언급한 바와 같이 회복가능한 변형량이 최대 8% 정도로 크고, 응력평탄부변형에 의해 균일한 변형이 가능하기 때문에 굽힘변형에 대한 저항이 크다. 이러한 장점 때문에 Ti-Ni 합금 가이드와이어는 혈관 내에서의 조정 및 회전능력이 기존에 사용되어 온 스테인레스강 가이드와이어보다 매우 우수하기 때문에 널리 사용되고 있다.

b) 스텐트(stent)

스텐트는 혈관의 폐색(occlusion) 및 협착(stenosis)을 치료하는 혈관성형(angioplasty)에 널리 사용되고 있는 기구로, 가이드와이어를 따라 환부에 장착된다. 스텐트도 가이드와이어와 마찬가지로 종래에는 스테인레스강으로 제조되었다. 그러나 미국의 FDA로부터 인증을 받으면서 Ti-Ni합금 스텐트의 시장규모가 급속히 증가하고 있고, 향후 5년 이내에 연간 10억불에 이르는 스텐트시장의 25%를 점유하게 될 것으로 예상하고 있다. Ti-Ni 합금 스텐트의 주된 장점은 종래의 스테인레스강 스텐트는 혈관내에서 풍선에 의해 팽창(balloon expandable)하는데 비해 초탄성효과에 의해 스스로 팽창(self-expanding)한다는 사실이다. 그림 9는 튜브형태의 합금을 레이저가공하여 제조된 Ti-Ni 합금 스텐트를 나타낸다.



그림 9. Ti-Ni 합금 스텐트

Ti-Ni 합금 스텐트는 스스로 팽창할 수 있기 때문에 별도의 풍선이 필요치 않는 장점 이외에도 히스테리시스를 갖는다는 사실이 임상적인 안정성을 배가 시킨다. 그림 10은 Ti-Ni 합금 스텐트의 히스테리시스를 나타낸다. 팽창된 형태의 스텐트를 인체내에 삽입하기 전에 초탄성변형을 이용하여 수축시킨다. 이때 수축에 필요한 힘을 Radial Resistance Force (RRF)라 부른다. 수축된 상태로 혈관내에 삽입 후 힘을 제거하면 스텐트는 초탄성변형의 회복에 의해 팽창하려고 하고 이때 발생하는 힘을 Chronic Outward Force (COF)라고 부른다. 여기서 RRF와 COF를 비교하면 COF가 RRF에 비해 매우 작음을 알 수 있다. 이 사실은 임상학적으로 매우 큰 의미가 있는 것으로 스텐트를 혈관내에 장착할 시 COF가 지나치게 크면 혈관에 손상을 발생시키는 문제가 발생한다. 또한 RRF가 지나치게 작으면 혈관내 스텐트가 수축하는 문제가 발생한다. 스텐인레스강 스텐트의 경우 RRF와 COF의 차가 작지만(히스테리시스가 작지만) Ti-Ni 합금은 히스테리시스가 크므로 큰 RRF 작은 COF를 동시에 만족시킬 수 있다.

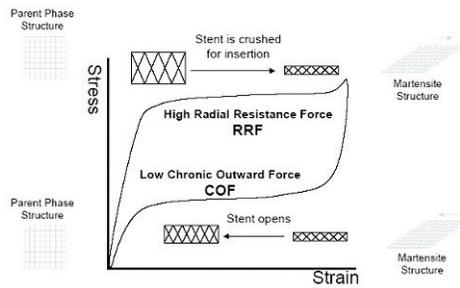


그림 10. Ti-Ni 합금 스텐트의 초탄성 히스테리시스

또 다른 Ti-Ni 합금 스텐트의 장점은 MRI 이미지가 스테인레스강 스텐트 보다 우수하다는 것이다. 앞서 언급한 바와 같이 간접방사선의학 기술은 MRI로 이미지를 관찰하면서 스텐트 등의 의료기구를 사용한다. Ti-Ni 합금은 스테인레스강에 비해 자기공명에 훨씬 덜 민감하므로 보다 우수한 이미지를 얻을 수 있다.

4.2 치과적 응용(dental applications)

Ti-Ni 합금의 치과적 응용은 의료분야에서 가장 먼저 상용화되었고 초탄성효과를 응용하는 것이 대부분으로 현재 치열교정와이어(orthodontic wire), 임플란트(implant) 등에 널리 이용되고 있다.

a) 치열교정와이어

치열교정와이어는 치아의 이동을 유발시켜 치열교정을 하는 장치로, Ti-Ni 합금의 경우 그림 6으로부터 알 수 있듯이 일정한 복원력을 가지기 때문에 큰 장점이 있다. 즉 기존의 스테인레스강 치열교정와이어는 복원력이 일정하지 않기 때문에 치아가 이동하면 복원력의 변화가 발생하고, 복원력을 다시 원래의 상태로 회복시키기 위한 시술이 필요하다. 그러나 Ti-Ni 합금 치열교정와이어는 치아의 이동이 발생하여도 일정한 복원력이 유지되므로 추가적인 시술을 필요로 하지 않는다. 최근 Ti-Ni 합금에 Cu를 첨가함으로써 응력히스테리시스를 작게 만든 Ti-Ni-Cu 합금 치열교정와이어가 주목을 받고 있다. 이 교정와이어는 시술응력과 복원응력의 차이가 적으므로 임상적으로 매우 안전하고 편리하다. 그러나 Ti-Ni에 Cu를 첨가함으로써 내식성의 열화가 발생하므로 향후 표면처리를 통한 내식성 개선이 필요하다.

b) 임플란트

치과용 임플란트는 이식된 후 주위의 조직과 반응하므로 생물학적 생체적합성이 우수해야 할 뿐만 아니라 큰 하중에도 견딜 수 있는 강도와 우수한 피로특성을 가져야 한다. 앞서 언급한 바와 같이 Ti-Ni 합금은 우수한 생물학적 생체적합성을 가짐은 물론이고 현재 사용되고 있는 Ti합금에 비해 탄성계수가 낮고 초탄성효과를 가지므로 우수한 기계적 생체적합성을 나타낸다. 따라서 미국, 일본을 비롯한 선진국에서도 이미 인증되어 사용되고 있으며 향후 시장규모가 크게 확대될 것으로 기대되고 있다.

4.3 정형외과적 응용(orthopedic applications)

정형외과적 응용은 Ti-Ni 합금의 형상기억효과 및 초탄성효과를 응용하는 것으로 국내에서도 골절치료에 이미

응용하고 있고 및 척추정형분야 적용이 시도되고 있다.

a) 골고정기구(Bone anchor)

골절이 발생한 후 뼈가 자라서 다시 결합되기까지 골절부위를 고정시키는 장치로 종래의 스테인레스강 및 Ti 합금은 골절부위에 플레이트(bone plate)를 대고 뼈에 나사(bone screw)로 고정시키는 방법을 채택해 왔다. 이 경우 플레이트를 장착하기 위해서는 수술시 절개부위가 커지기 때문에 치료에 많은 시간이 걸린다. Ti-Ni 합금 골고정기구는 플레이트 및 나사를 사용하지 않고 그림 11에 나타난 모양의 형태를 기억하고 있는 기구를 제조하고 삽입하기 쉬운 편리한 형태로 변형한 후, 골절부에 장착하고 가열하면 원래의 형태로 돌아가려는 형상기억효과 때문에 회복력이 발생하여 골절부위를 고정할 수 있다. 따라서 수술시 절개부위가 매우 작아 수술시간이 짧아지고 아울러 치료기간도 단축할 수 있다.



그림 11. Ti-Ni 합금 골고정기구

그림 12는 그림 11의 기구를 임상에 적용한 사례를 나타낸다. 그림 11의 골고정기구는 2004년 국내의 식약청의 인증을 받아 현재 시판되어 적용되고 있다. 그림 11 이외에도 골절치료에 적용 가능한 다양한 형태의 골고정기구가 현재 개발되어 있고 향후 널리 사용될 전망이다. 그러나 다양한 형태의 응력하에서 반복운동을 받는 부위의 경우 앞서 언급한 바와 같이 생물학적인 생체적합성 및 피로특성에 대한 보다 체계적인 검증이 필요하다.

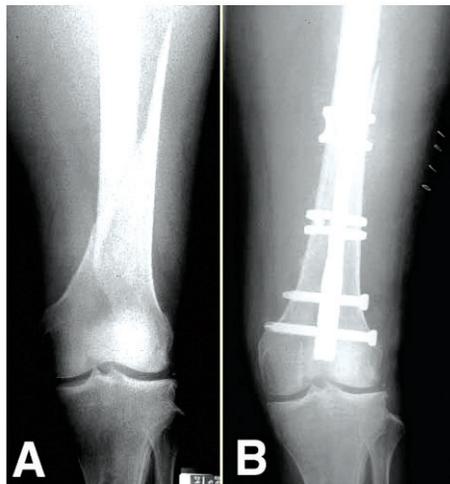


그림 12. Ti-Ni 합금 골고정기구의 임상적용 사례(A: 적용 전, B: 적용 후)

b) 척추정형기구

척추정형기구는 변형된 척추를 정상형태로 복원시키기 위한 장치로 현재 Ti 합금을 이용한 기구가 사용되고 있다. 그러나 Ti합금은 뼈에 비해 탄성계수가 매우 크기 때문에 응력차폐효과가 발생할 수 있고, 뼈에 손상을 줄 수 있다. 그러나 Ti-Ni 합금은 뼈와 유사한 탄성계수와 변형거동을 나타내어(기계적 생체적합성), 보다 안전하고 우수한 교정효과를 나타낼 것으로 기대되므로 현재 많은 연구개발이 진행되고 있다.

4.4 기타응용

앞서 설명한 응용분야 이외에도 Ti-Ni 합금은 의료분야에 다양하게 적용되고 있거나 적용을 위한 연구개발이 진행되고 있다.

a) 대정맥 필터(vena cava filter)

대정맥을 따라 혈전이 심장이나 폐에 유입되는 것을 막는 장치로 그림 13과 같은 형태의 기구를 압축시켜 대정맥에 삽입한 후 형상기억효과에 의해 펼쳐져 혈전을 거르는 역할을 한다.

b) 영구피임기구(permanent birth control device)

초탄성 Ti-Ni 합금 코일(그림 14)을 나팔관에 삽입한 후 12주 정도 지나면 조직이 코일안으로 성장해 들어가 나팔관을 막음으로써 피임효과를 유발한다. 2년에 걸친 임상실험 결과 99.8% 이상의 효과를 거둔 것으로 보고되었다.

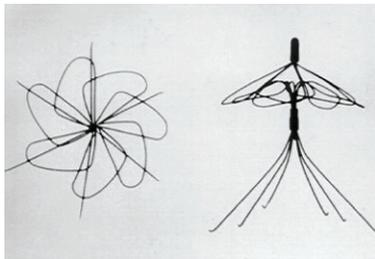


그림 13. Ti-Ni 합금 vena cava filter



그림 14. Ti-Ni 합금 영구피임기구



그림 15. Ti-Ni 합금 biopsy forceps

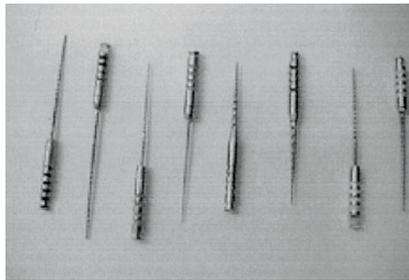


그림 16. Ti-Ni 합금 치과용 드릴

㉠ 의료기구

Ti-Ni 합금이 초탄성효과에 의해 굽힘저항이 크고 유연하며 일정한 응력을 발현할 수 있고, 피로수명이 우수하다는 장점을 이용하여 생검용핀셋(biopsy forceps)(그림 15), 복강경 검사용 retrieval basket, tissue ablator, 치과용 드릴(그림 16) 등이 개발되어 적용되고 있다.

5. 맺음말

Ti-Ni 형상기억합금은 초탄성효과 및 형상기억효과의 기능을 가지면서 동시에 우수한 생체적합성을 나타내므로 의료용 소재로서 매우 적합하다고 결론지을 수 있다. 현재 Ti-Ni 합금은 의료분야에서 치료 및 진단기구로 적용되고 있고, 새롭고 다양한 적용 사례가 계속 보고되고 있다. 이러한 측면에서 Ti-Ni 합금은 의료용 소재로서의 전망이 매우 밝다고 말할 수 있다. 그러나 아직 Ti-Ni 합금에서 발생하는 Ni 이온 용출문제, 피로수명에 대한 특성 규명 등이 명확하게 해결되지 않은 상태이기 때문에, 향후 이 분야에 대한 지속적인 연구가 필요하다. 또한 임상, 의공학자와의 지속적인 공동개발 노력도 Ti-Ni 합금의 의료분야 적용에 반드시 필요한 요소라고 말할 수 있다.

❁ 참고 문헌

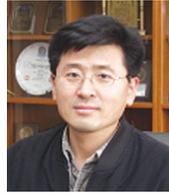
- [1] L. C. Chang and T. A. Read: Trans. Am. Inst. Met. Eng., 189 (1951) 47.
- [2] N. W. Burkart and T. A. Read: Trans. Am. Inst. Met. Eng., 197 (1953) 1516.
- [3] W. J. Buheler, J. V. Gilfrich and K. C. Weiley: J. Appl. Phys., 34 (1963) 1467.
- [4] N. B. Morgan: Mater. Sci. Eng. A378(2004)16.
- [5] T. Duerig, A. Pelton, D. Stockel: Mater. Sci. Eng. A273-275(1999)149.
- [6] <http://www.frost.com>
- [7] <http://www.smst.org>
- [8] C. Trepanier, et al.: Mat. Res. Symp. Proc. 459(1997)363.
- [9] A. Trigwell, G. Selvaduray: Proc. of SMST-97, Pacific Grove, 1997, p. 387.
- [10] T. M. Chan et al.: Surf. Interf. Anal. 15(1990)349.
- [11] J. Lausmaa, et al.: Mat. Res. Soc. Symp. Proc. 55(1986)351.
- [12] R. D. Barret et al.: Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 103(1993)8.
- [13] S. E. Bishara, R. D. Barret, M. I. Selim: Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 103(1993)115.
- [14] C. Trepanier, et al.: J. Biomed. Mater. Res. 48(1999)165.
- [15] S. B. Kang, T. H. Nam, J. S. Kim, K. S. Yoon, V. E. Gjunter: Mater. Trans. 43 (2002) 1049.
- [16] S. B. Kang, K. S. Yoon, T. H. Nam, J. S. Kim: Mater. Sci. For. 449-452(2004) 1317
- [17] A. Kapanen, J. Ryhanen, A. Danilov: Biomaterials 22(2001)2475
- [18] J. Rhyanen, M. Kallioinen, J. Tuukkanen, P. Lehenkari, J. Junila, E. Niemela: Biomaterials 20(1999)1309

- [19] C. L. Chu, C. Y. Chung, P. H. Lin: Mater. Sci. Eng. A 392(2005) 106.
- [20] B. Y. Li, L. J. Rong, Y. Y. Li: Scripta Mater. 44(2001) 823.
- [21] S. B. Kang, K. S. Yoon, J. S. Kim, T. H. Nam, G. E. Gjunter: Mater. Trans. 43(2002) 1045.
- [22] Z. D. Cui, H. C. Man, X. J. Yang: Appl. Surf. Sci: 208–209(2003) 388.
- [23] L. Tan, W. C. Crone: Acta Mater. 50(2002) 4449.



남 태 현

- 경상대학교 금속재료공학과 교수
- 관심분야: Ti-Ni계 형상기억합금 설계 및 가공 공정 연구
Ti-Ni계 형상기억합금을 이용한 의료용 기구 개발
- E-mail : tahynam@gsnu.ac.kr



현 용 택

- 한국기계연구원 미래기술연구부 선임연구원
- 관심분야 : 타이타늄합금의 제조 및 특성평가
생분해성 생체재료 제조 기술
- E-mail : ythyun@kmail.kimm.re.kr



김 승 언

- 한국기계연구원 미래기술연구부 책임연구원
- 관심분야 : 생체재료 부품 제조 및 평가
일방형응고 주조 기술
- E-mail : sek24@kmail.kimm.re.kr