

기능성 금속 재료의 임상적 적용



조 현 설
(광양대학 의료공학과 조교수)

1. 서 론

생체재료(Biomaterial)는 신체조직의 기능을 대신하거나 손상된 생체 조직을 대체하기 위하여 사용되어지는 인공 재료로서 금속, 세라믹, 고분자, 복합 재료 등이 있다. 특히, 금속 재료는 기계적 특성이 우수하여 가장 먼저 사용되어왔으며 최근까지도 많은 임상 분야에 적용되고 있다.

금속 재료들이 생체재료로서 임상에 적용하기 위해서는 우수한 기계적 특성 외에도 생체적합성(Biocompatibility)이 요구된다. 따라서, 일반적으로 생체재료로 많이 사용되는 금속재료는 생체적합성이 우수한 스테인레스강인 316L 합금, 코발트-크롬 합금, 티타늄 합금, 금 합금 등이 있다.

기능성 금속 재료란 금속이 가지는 일반적인 특성 외에 일반 금속과 구분되는 기계적, 열적, 전자기적인 특성을 갖는 금속으로 형상기억합금과 온열치료용 발열체 등이 있으며, 기능성 금속들을 생체재료로 임상에 적용 시 치료효과를 증대시킬 수 있기 때문에 활용범위가 넓어지고 있다.

2. 본 론

2.1 형상기억합금(Shape memory alloy)

일반 금속은 외부 응력(stress)에 대하여 초기에는 탄성 변형을 보이다가 응력이 더 가하여지면 소성변형이 형성되어 영구변형 되지만, 형상기억합금은 외부 응력에 의해 변형된 후에 열을 가하면 원래의 형상으로 되돌아가는 형상기억효과(Shape Memory Effect)를 갖는 합금이다.

형상기억합금은 다른 합금에 비해 형상기억효과와 초탄성 현상(Superelasticity)이라는 독특한 특성이 나타나는데, 형상기억효과란 응력에 의해 변형된 재료가 가열하면 변형전의 원래 상태로 되돌아가는 효과를 말하며, 초탄성 현상이란 일정온도 이상에서 응력에 의해 변형된 재료가 응력을 제거하면 바로 역변태하며 되돌아가는 현상으로 위의 두 특징은 상변태에 의해 나타난다.

그림 1에서 a는 형상기억효과를 나타내는 응력-변형을 곡선으로 하중을 주었다가 제거한 후(ABC), 영구적인 변형이 남았지만(AC), 열사이클에 의해 원래 상태로 회복된다(CDA). b는 초탄성 현상을 나타내는 곡선으로 일정온도 이상에서 하중을 가했을 때(ABC), 비선형적 거동을 보이지만 하중을 제거하면 원래의 상태로 돌아간다(CDA).

이와 같이 형상기억효과와 초탄성 현상은 미세결정 입자들이 나타내는 원자배열의 구조변화, 즉 형상기억합금의 두 가지 상인 모상(parent phase)과 martensite사이의 상변태에 의해 초탄성 현상과 형상기억효과가 나타난다. 모상

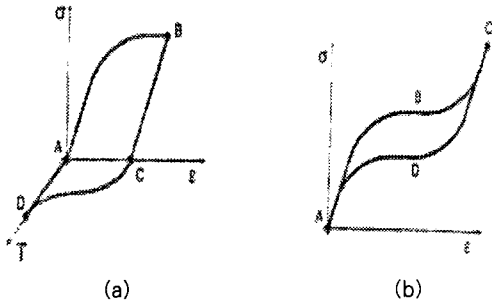


그림 1. 형상기억효과(a)와 초탄성 현상(b).

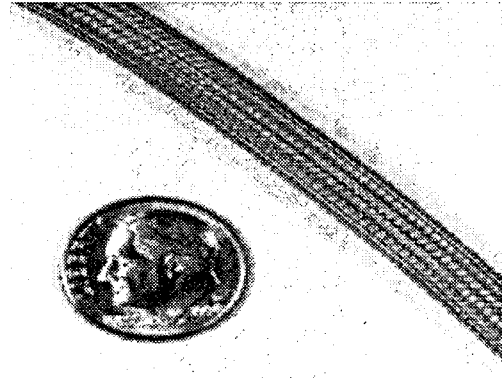


그림 2. 형상기억합금을 이용한 스텐트(Stent).

은 높은 온도와 낮은 응력에서 안정하고, martensite는 낮은 온도와 높은 응력에서 안정한데 하중이나 온도를 변화시키면 안정한 상태의 상으로 변화한다.

변태온도 이상에서는 하중을 가하면 응력유기 마르텐사이트상이 형성되면서 소성변형이 되지만 응력을 제거하면 안정한 모상으로 되돌아가기 때문에 초탄성 현상이 나타나고, 변태온도 이하에서는 하중에 의해 소성변형되었던 합금이 열을 가함에 따라 높은 온도에 안정한 상인 모상으로 상변태하기 때문에 원래의 형태로 되돌아가는 형상기억효과가 나타나게 된다.

상변태 온도는 화학적 조성, 기계적 가공도, 열처리조건 등에 의해서 변화되기 때문에 우수한 생체 재료로 쓰일 수 있는 적당한 상변태 온도로 조정하기 위한 여러 가지 연구가 진행되고 있다.

형상기억합금을 인체에 사용하기 위해서는 기계적인 신뢰성과 화학적, 생물학적인 신뢰성이 요구되는데 화학적인 신뢰성은 재료를 인체에 삽입 시 생체내 열화나 분해, 용출, 부식 등이 나타나지 않아야 하며 생물학적인 신뢰성은 생체적합성, 독성, 발암성, 항혈전성 등 생체조직에 의한 이물반응이 나타나지 않아야 한다. 일반적으로 생체조직 내에서 불활성재료인 경우가 생체적합성이 우수한 재료로서 많이 사용되어진다. 생체재료로 많이 쓰이고 있는 형상기억합금인 니켈-타이타늄 합금의 경우 니켈원자의 용출이 확인되어 용출원자에 의한 발암성과 장기이식의 평가를 위해 장기간의 안정성 평가가 필요하지만, 형상기억효과와 초탄성 현상 외에도 우수한 내식성, 생체적합성을 가지고 있어 척추교정, 치열교정, 복강경 수술용 봉합침, 혈관 내부의 응혈 여과 장치 등에 사용되고 있다.

그림 2는 형상기억합금이 스텐트로서 활용된 예를 보여주는 그림으로서 혈관벽이나 식도벽에 일정한 힘을 가하여 폐색이 일어나지 않게 한다.

골절치료에는 석고, 깁스 등에 의해서 체외에서 골절부를 고정시키는 외고정법과 체내에서 접골판을 뼈에 나사로 고

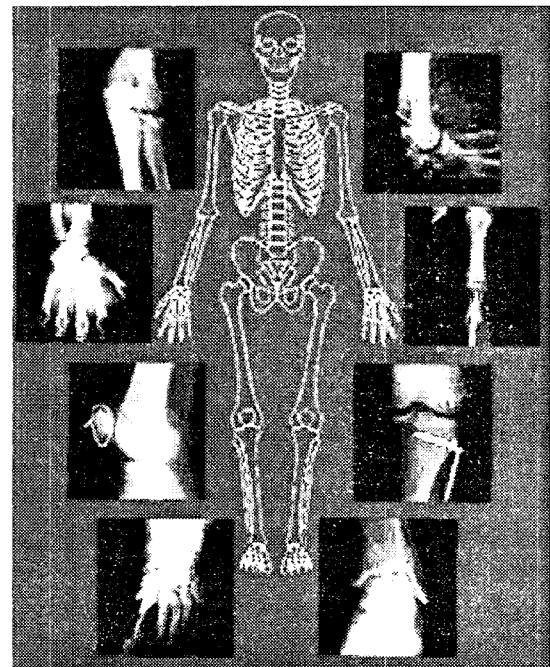


그림 3. 골절 치료용 형상기억합금(Acutrak screw).

정시키는 내고정법이 있다. 어느 경우라도 골절면에 균일한 압축력이 가해지는 것이 좋으며 압축력이 강할수록 뼈가 튼튼하게 접합되고 회복도 빠르다. 그림 3은 손이나 발 등 비교적 하중을 적게 받는 곳에 내부적으로 고정된 screw의 예로서 치료 시 움직임이 많은 부분의 골절치료에 사용되어진다.

그림 4와 5는 대정맥 중에서 돌아다니는 응혈을 걸러내기 위한 필터와 가이드와이어로 사용된 형상기억합금의 예이다.

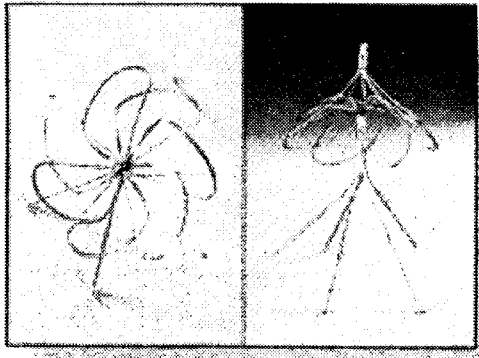


그림 4. Simon Nitinol Filter(SNF).

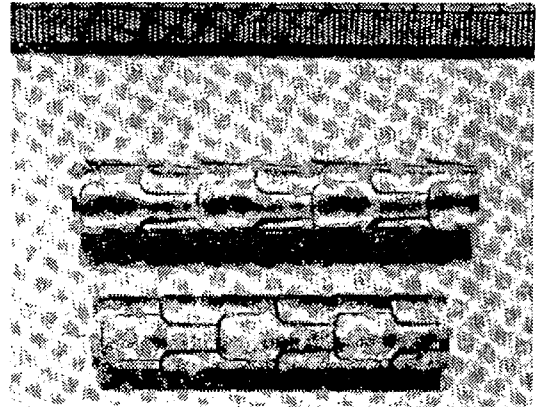


그림 6. 인공관절용 Ni-Ti 스텐.
발톱을 확대하기 전(하)과 후(상)

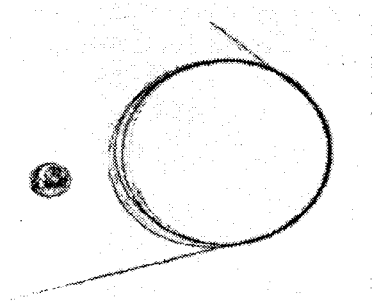


그림 5. Guidewires.

치열교정용 와이어나 인공보철물 등 치과 영역에서도 형상기억합금이 치열교정 와이어로 많이 이용되고 있는데 기존의 스테인레스-스틸이나 코발트-크롬 합금 와이어 등은 저작운동과 같은 반복하중에 교정력이 저하되는 단점을 가지는 반면에 형상기억합금을 이용한 와이어는 일정한 교정력을 보다 큰 변형량까지 연속적으로 부여하는 일이 가능하다.

형상기억합금이 고온상에서 내마모성이 우수하다는 특성을 이용하여 치판이나 가철식 보철물 등 치과주조용 재료로서의 응용도 연구되어지고 있으며, 보철물의 교정력을 개선하기 위하여 형상기억합금인 Ni-Ti 볼트를 사용하여 기존의 타이타늄 볼트보다 비틀림에서 성능이 개선되어졌음이 보고되어지고 있다.

self-locking 방식의 인공관절 스텐을 형상기억합금을 이용하여 개발한 사례도 보고되어졌는데(그림 6. 참조) 양의 경골에 이식하여 그 동작 및 뼈와의 적합성을 조사한 결과 발톱은 골간 내에서 정상으로 확대하였고, 스텐주위에

신성골이 형성되어 뼈와 강고하게 고착되어 있는 점으로부터 골 조직과의 적합성은 아주 우수하다는 점이 확인되었다. 하지만, 스텐을 빼낼 필요가 생긴 경우에는 뼈를 파괴하지 않고 제거하는 방법의 모색과 스텐 삽입시의 스텐과 외벽과의 빈틈의 영향, 최적의 발톱의 형상과 수, 하중이 가해진 경우의 형상기억효과의 저하나 피로 등 개선해야 할 점들은 남아있다.

척추측만증용 하렁턴봉으로 사용되는 스테인레스-스틸은 인장력으로 만곡을 교정하기 때문에 필요이상의 힘이 뼈에 가해져 뼈나 신경을 손상시킬 수 있고, 수술 후 시간의 경과함에 따라 교정력이 저하되므로 재수술을 시행하여 교정력을 다시 부여해야 하지만, 형상기억합금을 척추교정용으로 사용하면 재수술할 필요 없이 적절한 교정력을 체외에서 부여하는 것이 가능하다. 하지만, 장기간 생체조직과의 접촉에 의한 생체적합성, 수술상의 기법, 상변태 온도로 야기되는 교정의 효율성 등을 고려해야 한다.

그 외에도 catheters, bone plate, 인공관절, 골접합용 스텐플, 수내핀, 뇌동맥류 클립, 인공 근육으로서의 응용 등 형상기억합금은 여러 의학분야에의 응용을 기대할 수 있는 기능성 금속재료이다.

2. 자성천이형 발열체(Thermoseed)

온열치료(Hyperthermia)란 종양조직이 정상조직에 비해 열에 민감한 특성을 이용하여 종양조직에 열을 가하여 정상조직의 손상 없이 종양조직만을 선택적으로 손상 및 파괴시키는 치료방법으로 초음파치료법, 유전자열법, 유도가열법, 마이크로웨이브 가열법, 매식형 가열법 등이 있다. 이런 온열치료는 방사선요법이나 화학적요법과 같이 병행

하여 시술한 경우 치료효과를 증진시킬 수 있다.

여러 온열치료 방법 중에 자성천이형 발열체를 이용한 유도가열법은 직접적으로 환부에 접촉하는 발열체에서만 가열되므로 국부적인 가열이 가능하며, 일정한 온도를 유지할 수 있으므로 다른 온열치료에 비해 안정적인 치료가 가능하다.

자성천이 물질을 발열체로 이용할 경우, 유도자기장내에서 와전류손(Eddy current loss)에 의한 주열(Joule)열이 발생하여 온도가 상승하다가 큐리온도(Curie Temperature)에 도달하게 되면 그림 7에서 보이는 것과 같이 발열체는 강자성체에서 상자성체로 자성천이가 일어나 열의 발생이 둔화되어 온도상승이 멈추게 되고, 큐리온도 이하에서는 다시 자성이 회복되어 발열체의 온도가 상승한다. 이와 같은 과정이 반복됨에 따라 자성재료는 일정한 온도를 유지하게 되어 발열체의 최대발열온도는 큐리온도 부근에서 나

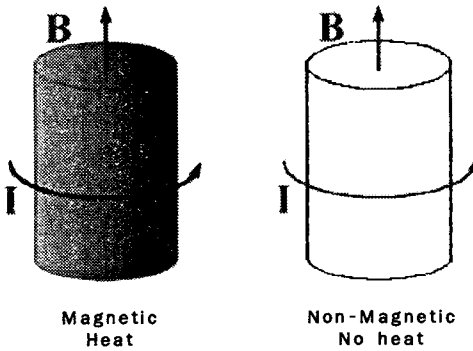


그림 7. Curie point transition.



그림 8. 전립선에 이식된 발열체.

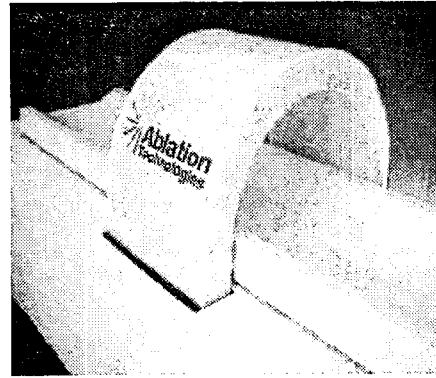
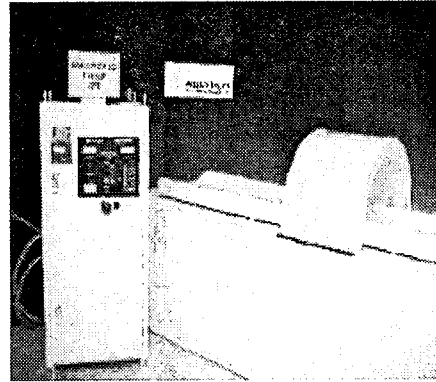


그림 9. Thermo-therapy system.

타난다. 이런 발열체를 자동온도조절형 발열체(self-regulating thermoseed)라고 하며, 국부적으로 일정한 온도유지가 필요한 온열 암치료에 사용 시 매우 효과적인 치료가 가능하다.

보통 온열 암치료에 이용되는 발열체는 자성물질과 비자성물질의 합금으로 이루어지는데 팔라듐-코발트 합금, 니켈-구리 합금, 니켈-구소 합금 등이 있다.

그림 8은 전립선에 이식된 자성천이형 발열체인 팔라듐-코발트 합금으로 방사선 요법이나 화학적 요법 등과 같이 결합하여 전립선암과 같은 종양조직에 온열암치료를 행하였을 때 치료효과가 있음이 보고되어지고 있다.

그림 9는 실제 임상에 적용하기 위해 제작된 유도가열시스템으로서 치료에 적절한 발열체의 온도를 제어하고, 환자에게 유도자기장에 의한 직접적인 피해가 가지 않도록 출력의 제어가 용이하여야 한다.

3. 결 론

기능성 금속재료는 일반 금속들과는 달리 독특한 특성을 가지고 있어 여러 의학분야로 확대되고 있지만, 임상에 적용하기 위해서는 다음의 사항들을 먼저 고려해야 한다.

첫째로 경제적인 측면에서 기능성 금속재료들은 일반금속에 비해 고가의 재료들이므로 대량으로 생산하지 않는 한 시술 받는 환자들에게 경제적으로 많은 부담을 줄 것이다.

두 번째는 기능성 금속재료는 아직까지 일반 금속 생체재료에 비해 기계적, 화학적, 생물학적 신뢰성이 떨어지므로 기능성 금속재료가 아닌 일반 금속으로도 시술이 가능하고 치료효과도 높다면 굳이 기능성 재료를 사용할 필요는 없을 것이다.

세 번째는 개발된 기능성 재료가 지속적인 수요가 가능한가에 대한 것으로 일시적인 수요만 가지고 재료를 개발한다는 것은 경제적인 손실만을 초래할 것이다.

네 번째는 재료 개발을 하는 공학자와 개발된 재료를 사용하여 시술하는 의사간에 기술적인 교류가 원활하게 이루어져서 임상에 적절하게 사용될 수 있는 재료의 개발이 필요하다.

기능성 금속재료가 의학분야에서 폭넓은 실용화를 위해서는 기계적 기능의 신뢰성 및 생체적합성, 세포독성 등의 의학적 특성 평가에 대한 계통적인 기초데이터 자료의 집적 및 해석 평가가 필수적으로 선행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. 舟久保 熙 康, 형상기억합금, Hiroyasu Funakubo, 188-213, 1984
2. I. A. Brezovich and W. J. Atkinson, Temperature distribution in tumors models heated by self-regulating nickel-copper alloy thermoseed, Med. Phys, 11(2) : 145-152, 1984
3. M. Urano and E. Douple, Hyperthermia and oncology, VSP., 1 : 1-56, 1988.
4. B. B. Groth, J. D. Harry and R. W. Woods, A Ni-Ti Lock-down Fastener for Orthopedic Applications, Asilomar Conference Center Pacific Grove, California USA, 1994
5. A. R. Pelton, D. Hodgson and T. Duerig, Shape Memory and Superelastic Technologies, Asilomar Conference Center Pacific Grove, California, March 7-10, 1994
6. J. A. Paulus, J. S. Richardson, R. D. Tucker et al., Evaluation of inductively heated ferro-

magnetic alloy implants for therapeutic interstitial hyperthermia, IEEE Trans. Biomed. Eng., 43(4) : 406-413, 1996

7. S. A. Shabalovskaya, On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys, Biomed. mater. Eng, 6:267-289, 1996
8. K. Otsuka and C. M. Wayman, Shape memory materials, Cambridge university press, 27-96, 1998

저 자 약 령

성명 : 조 현 설

◆약 령

- | | |
|-------------|-------------------|
| 1989년-1995년 | 인제대학교 의용공학과(학사) |
| 1995년-1997년 | 인제대학교 의용공학과(석사) |
| 1997년-2000년 | 인제대학교 의용공학과(박사수료) |
| 1997년-현재 | 광양대학 의료공학과 조교수 |

* 주 관심 분야

온열 치료를 위한 자동온도 조절형, 발열체의 발열특성 전기 저항을 이용한 형상 기억합금의 상변태 분석, Dental composite material Dental implant.