(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0025302
(43) 공개일자 2020년03월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61L 27/06 (2006.01) *A61F 2/28* (2006.01)
A61F 2/30 (2006.01) *A61K 6/84* (2020.01)
A61L 27/50 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61L 27/06 (2013.01)
A61F 2/28 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0102466
(22) 출원일자 2018년08월30일
심사청구일자 2018년08월30일

(71) 출원인
경상대학교산학협력단
경상남도 진주시 진주대로 501 (가좌동)
(72) 발명자
남태현
경상남도 진주시 진주대로 1317, 107동 1002호(이현동, 이현하이클래스웰가아파트)
노정필
경상남도 진주시 초장로14번길 29, 205동 502호(초전동, 진주초전푸르지오2단지)
(74) 대리인
김태헌

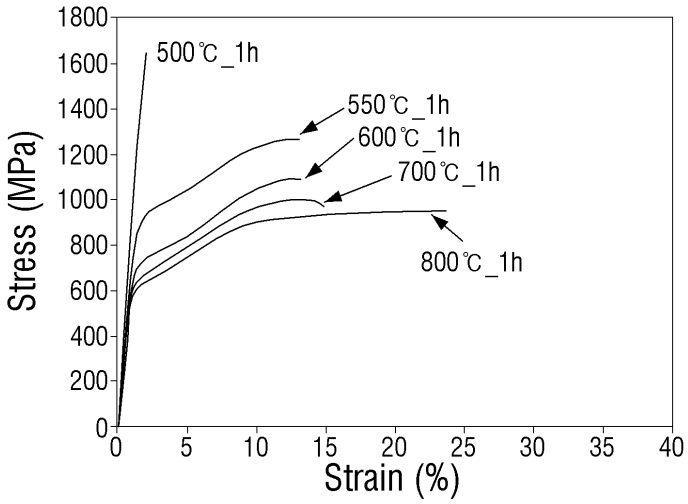
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **의료용 형상 기억 합금, 이의 제조 방법 및 이를 이용한 인공 생체 재료**

(57) 요 약

의료용 형상 기억 합금 제조 방법이 개시된다. 본 개시에 따른 방법은, Ti-(30-50)Zr-(0-10)Nb-(1-3)Sn(at%)의 합금을 준비하는 단계, 합금을 냉간 압연하는 단계 및 압연된 합금을 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링하는 단계를 포함한다. 상술한 방법을 통해 획득된 의료용 형상 기억 합금은 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 갖는다.

대 표 도 - 도4



(52) CPC특허분류
A61K 6/84 (2020.01)
A61L 27/50 (2013.01)
C22C 14/00 (2013.01)
C22C 30/04 (2013.01)
C22F 1/183 (2013.01)
A61F 2002/30092 (2013.01)
A61F 2310/00023 (2013.01)
A61L 2400/16 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10076358
부처명 산업통산자원부
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 소재부품기술개발-소재부품패키지형
연구과제명 7%급 초탄성 변형률을 갖는 고생체적합성 Ti-Zr계 형상기억합금 및 3D 프린팅용 구형분말 제조기술 개발
기 여 율 1/1
주관기관 경상대학교산학협력단
연구기간 2017.04.01 ~ 2018.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

의료용 형상 기억 합금 제조 방법에 있어서,

Ti-(30-50)Zr-(0-10)Nb-(1-3)Sn(at%)의 합금을 준비하는 단계;

상기 합금을 냉간 압연하는 단계; 및

상기 냉간 압연된 합금을 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링하는 단계;를 포함하는 의료용 형상 기억 합금 제조 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 어닐링된 합금은,

5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 갖는 의료용 형상 기억 합금 제조 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 어닐링된 합금은,

7% 이상의 초탄성 변형률을 갖는 의료용 형상 기억 합금 제조 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 합금의 조성은,

Ti-(40-50)Zr-(7-8)Nb-(1-2)Sn(at%)인 의료용 형상 기억 합금 제조 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 합금은,

Ni을 불포함하는 의료용 형상 기억 합금 제조 방법.

청구항 6

의료용 형상 기억 합금에 있어서,

Ti;

30-50 at% Zr;

0-10 at% Nb; 및

1-3 at% Sn을 포함하고,

냉간 압연 후 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링을 통해 획득된 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 갖는 의료용 형상 기억 합금.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 합금은,

7% 이상의 초탄성 변형률을 갖는 의료용 형상 기억 합금.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 Zr은 40-50 at% 이고,

상기 Nb는 7-8 at%이고,

상기 Sn은 1-2 at%인 의료용 형상 기억 합금.

청구항 9

제6항에 있어서,

Ni을 불포함하는 의료용 형상 기억 합금.

청구항 10

제6항의 합금으로 제조된 인공 생체 재료.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 개시는 의료용 형상 기억 합금, 이의 제조 방법 및 이를 이용한 인공 생체 재료에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 어닐링 공정을 거쳐 인체의 구성을 대체하기에 보다 적합하게 제조된 의료용 형상 기억 합금, 이의 제조 방법 및 이를 이용한 인공 생체 재료에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 과학기술문명의 발달과 함께 인간의 수명이 현저하게 연장됨에 따라, 의학이나 생명공학과 같은 생명현상을 이해하려는 연구가 급속도로 발전하고 있다.

[0003] 동시에 현대병이라 할 수 있는 각종 스트레스 및 비만이 증가하고 있으며, 이에 의해 퇴행성 관절염이 진행되거나 또는 각종 사고 등으로부터 신체 뼈, 관절 등의 훼손 발생 및 치아의 손상도 증가하고 있는 추세이다.

[0004] 이에 따라, 인공뼈, 인공관절, 인공치아 등의 인공 생체 재료로 수복하기 위한 시술이 빈번하게 이루어지고 있으며, 인공 생체 재료로서 스테인레스강, 코발트 합금, 타이타늄 합금 등의 금속 재료가 사용되어 왔다. 이러한 금속 재료는 생물학적 적합성은 우수하지만 기계적 적합성이 취약하여 인체의 구성, 예를 들어, 자연 뼈의 괴사 등을 유발하는 문제가 발생하고 있다. 이는 외부 하중에 대한 자연 뼈의 변형이 일반적인 금속 재료와는 달리 비선형 초탄성 번형 거동을 나타내기 때문인 것으로 알려져 있다.

[0005] 이에 따라, 인공 생체 재료가 인체의 구성의 거동과 보다 유사한 거동을 가져 기계적 생체 적합성을 향상시키기 위한 기술의 필요성이 대두되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 개시는 상술한 필요성에 따른 것으로, 본 개시의 목적은 어닐링 공정을 거쳐 인체의 구성을 대체하기에 보다 적합하게 제조된 의료용 형상 기억 합금, 이의 제조 방법 및 이를 이용한 인공 생체 재료를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 상술한 목적을 달성하기 위한 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금 제조 방법은, Ti-(30-50)Zr-

(0-10)Nb-(1-3)Sn(at%)의 합금을 준비하는 단계, 상기 합금을 냉간 압연하는 단계 및 상기 냉간 압연된 합금을 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링하는 단계를 포함한다.

[0008] 이 경우, 상기 어닐링된 합금은, 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 가질 수 있다.

[0009] 이 경우, 상기 어닐링된 합금은, 7% 이상의 초탄성 변형률을 가질 수 있다.

[0010] 한편, 상기 합금의 조성은, Ti-(40-50)Zr-(7-8)Nb-(1-2)Sn(at%) 일 수 있다.

[0011] 한편, 상기 합금은, Ni을 불포함할 수 있다.

[0012] 한편, 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금은, Ti, 30-50 at% Zr, 0-10 at% Nb 및 1-3 at% Sn을 포함하고, 냉간 압연 후 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링을 통해 획득된 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 갖는다.

[0013] 이 경우, 상기 합금은, 7% 이상의 초탄성 변형률을 가질 수 있다.

[0014] 한편, 상기 Zr은 40-50 at% 이고, 상기 Nb는 7-8 at%이고, 상기 Sn은 1-2 at%일 수 있다.

[0015] 한편, Ni을 불포함할 수 있다.

[0016] 한편, 본 개시의 일 실시 예에 따른 인공 생체 재료는 Ti, 30-50 at% Zr, 0-10 at% Nb 및 1-3 at% Sn을 포함하고, 냉간 압연 후 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링을 통해 획득된 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 갖는 합금으로 제조된다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금을 제조하는 방법을 설명하기 위한 흐름도,

도 2 및 도 3은 용체화 처리된 형상 기억 합금의 거동을 설명하기 위한 도면,

도 4는 본 개시의 일 실시 예에 따른 어닐링 공정의 온도에 따른 의료용 형상 기억 합금의 인장 강도를 설명하기 위한 도면,

도 5는 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금의 거동을 설명하기 위한 도면,

도 6은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 지르코늄(Zr) 함량 범위를 설명하기 위한 도면,

도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 나이오븀(Nb) 함량 범위를 설명하기 위한 도면, 그리고,

도 8 내지 도 10은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 조성에 따른 거동의 일 실시 예를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명에 대해 상세히 설명하도록 한다. 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그에 대한 상세한 설명은 생략한다. 덧붙여, 하기 실시예는 여러 가지 다른 형태로 변형될 수 있으며, 본 발명의 기술적 사상의 범위가 하기 실시예에 한정되는 것은 아니다. 오히려, 이들 실시예는 본 개시를 더욱 충실하고 완전하게 하고, 당업자에게 본 발명의 기술적 사상을 완전하게 전달하기 위하여 제공되는 것이다.

[0019] 또한, 어떤 구성요소를 '포함'한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다. 나아가, 도면에서의 다양한 요소와 영역은 개략적으로 그려진 것이다. 따라서, 본 발명의 기술적 사상은 첨부한 도면에 그려진 상대적인 크기나 간격에 의해 제한되지 않는다.

[0020] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금을 제조하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

[0021] 우선, 형상 기억 합금은 힘을 가해서 변형을 시켜도 본래의 형상을 기억하고 있어 조금만 가열해도 곧 본래의 형상으로 복원하는 합금을 의미하며, 초탄성 합금으로 지칭될 수도 있다.

[0022] 티타늄(Ti)계 형상 기억 합금을 이용하여 자연 뼈와 유사하도록 약 30%의 기공도를 갖는 의료용 스캐폴드(뼈

대)를 제작할 때, 자연 뼈와 유사한 형상 회복 변형량을 얻기 위해서는 벌크 상태에서 5% 이상의 초탄성 변형량을 가져야 하며, 반복 하중에서 초탄성 피로수명을 얻기 위해서는 슬립임계전단응력이 800MPa 이상이어야 한다. 또한, 약 30%의 기공도의 스캐폴드에서 자연 뼈와 유사한 200MPa의 강도를 얻기 위해서는 벌크 상태에서 1.0 GPa 이상의 인장 강도가 충족되어야 한다.

[0023] 즉, 티타늄계 형상 기억 합금을 이용하여 자연 뼈와 유사한 거동을 갖는 인공 생체 재료를 제조하기 위해서는 벌크 상태에서 5% 이상의 초탄성 변형률, 800MPa 이상의 슬립임계전단응력 및 1.0 GPa 이상의 인장 강도를 모두 충족해야 한다.

[0024] 여기서, 인공 생체 재료는 인체의 구성을 대체할 수 있는 재료를 의미하는 것으로, 인공 뼈와 같은 생체용 스캐폴드, 인공 관절, 인공 치아, 생체적합용 초탄성 구형 분말 등일 수 있다.

[0025] 여기서, 초탄성이라 함은 형상 기억 합금이 탄성을 발휘하여 미리 설정된 모습으로 돌아오게 하는 성질을 말하며, 강철과 같은 일반 기계 부품에 쓰이는 용수철에 비해 탄성 변형의 허용폭이 더 크다.

[0026] 초탄성 변형률은 응력에 의해 생긴 단위 길이당 초탄성 변형을 의미할 수 있다. 이는 자연 뼈의 초탄성 변형 거동과 유사한 변형 거동을 가능하게 해 기계적 생체 적합성을 향상시키는데 필요한 성질이다.

[0027] 일반적인 탄성 변형률은 비례한계 내에서 응력에 의해 생긴 변형률인데 비해, 초탄성 변형률은 비례한계를 넘어서는 변형까지도 포함된다. 이는, 초탄성 변형은 응력에 의한 변형이 비례한계를 넘더라도 외력 제거시 완전히 회복되기 때문이다.

[0028] 인장 강도는, 인장 시험으로 시험편이 파단될 때까지 견디는 최대 인장 하중을 시험 전 시험편의 횡단면적으로 나눈 값으로, 항장력, 극한 강도로 지칭되기도 한다. 이는 시험편의 재료의 강도의 기준 중 하나로 사용될 수 있다. 이는 인공 QU 대체제가 외부 하중을 지탱하기 위해 필요한 성질이다.

[0029] 전단 응력(shear stress)은 재료 내 하나의 단면 상에 단면에 따라 크기가 같고 방향이 반대인 한 쌍의 힘이 작용하여 재료를 그 단면에서 절단(전단 파괴)하도록 하는 전단력에 대항하는 물질의 응력으로, 전단력을 단면의 단면적으로 나눈 값이다. 슬립임계전단응력은 재료가 소성변형되기 전의 최대 전단 응력으로 정의된다. 이는 반복 사용에 따른 초탄성 특성의 열화를 방지하기 위해 필요한 성질이다.

[0030] 뼈의 인공 대체제로서 사용되기 위해서는 초탄성 변형률, 인장 강도 및 슬립임계전단응력이 동시에 구현되어야 한다.

[0031] 이하 도 1에서는 상술한 3가지 특징을 모두 충족하는 의료용 형상 기억 합금을 제조하는 방법에 대해서 설명하기로 한다.

[0032] 도 1을 참조하면, 본 개시의 의료용 형상 기억 합금을 제조하는 방법은 합금을 준비하는 단계를 포함한다(S110). 구체적으로, 준비되는 합금은 Ti-(30-50)Zr-(0-10)Nb-(1-3)Sn (at%)의 조성을 갖는 형상 기억 합금일 수 있다. 바람직하게는, Ti-(40-50)Zr-(7-8)Nb-(1-2)Sn (at%)의 조성을 갖는 형상 기억 합금일 수 있다. 한편, 준비되는 형상 기억 합금에는 상술한 조성 이외의 불가피한 불순물을 더 포함할 수 있다.

[0033] 그리고, 준비된 합금은 냉간 압연될 수 있다(S120). 여기서, 냉간 압연은 준비된 합금을 재결정 온도 이하의 상온과 가까운 온도에서 회전하는 2개의 롤 사이에 통과시켜 성형하는 공정을 지칭할 수 있다.

[0034] 그리고, 냉간 압연된 합금은 어닐링될 수 있다(S130). 구체적으로, 냉간 압연된 합금은 550℃ 내지 700℃의 온도로 어닐링될 수 있다. 여기서, 어닐링은 원자가 충분히 확산해서 움직일 수 있는 온도인 재결정 온도 이상에서 적당한 시간 가열하는 공정을 지칭할 수 있다. 예를 들어, 본 개시에서 어닐링은 550℃ 내지 700℃의 온도로 한시간 동안 수행될 수 있다.

[0035] 상술한 공정을 통해 획득된 형상 기억 합금은 5% 이상의 초탄성 변형률, 1GPa 이상의 인장강도 및 800MPa 이상의 슬립임계전단응력을 가짐을 확인하여 인공 생체 재료로 사용하기에 적합하다.

[0036] 이에 대해서는 이하 도 2 및 3에 도시된 종래 기술에 따라 획득된 형상 기억 합금의 거동과 도 4 내지 도 7에 도시된 본 개시의 일 실시 예에 따라 획득된 형상 기억 합금의 거동을 비교하며 설명하기로 한다.

[0037] 또한, 바람직하게는 상술한 공정에 따라 획득된 형상 기억 합금은 7% 이상의 초탄성 변형률을 갖는다.

[0038] 이에 대해서는 이하 도 8 내지 도 10을 참조하여 자세히 설명하기로 한다.

[0039] 한편, 본 개시에 따른 형상 기억 합금은 니켈(Ni)을 불포함할 수 있다. 니켈은 금속 알레르기를 유발할 수

있어, 생체 적합성이 우려되는 바, 니켈을 불포함함으로써 금속 알레르기 발생을 예방할 수 있다.

[0040] 도 2 및 도 3은 용체화 처리(Solution Treatment)가 수행된 형상 기억 합금의 거동을 설명하기 위한 도면이다. 여기서, 용체화 처리는 합금을 고용체로 용해하는 온도 이상으로 가열하여 충분한 시간 동안 유지하고 급랭하여 과포화 고용체로 만들어 합금 원소의 석출을 지지하는 공정이다.

[0041] 구체적으로, 도 2는 용체화 처리를 통해 획득된 형상 기억 합금의 최대 인장 강도 (UTS, Ultimate Tensile Strength)를 도시한 것이다. 그리고, 도 3은 용체화 처리를 통해 획득된 형상 기억 합금의 초탄성 변형률 및 슬립임계전단응력을 도시한 것이다. 여기서, 도 2 및 도 3의 3가지 시편은, 냉간 압연한 후 900℃에서 1시간 용체화 처리된 합금이다.

[0042] 도 2를 참조하면, 용체화 처리된(Solution treated) Ti-40Zr-8Nb-2Sn 벌크(bulk) 합금의 최대 인장 강도는 835 MPa이고, 용체화 처리된 Ti-45Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 최대 인장 강도는 803 MPa이고, 용체화 처리된 Ti-50Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 최대 인장 강도는 754 MPa임을 확인할 수 있다.

[0043] 반면, 도 3을 참조하면, 용체화 처리된 Ti-40Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 초탄성 변형률은 5.5%, 슬립임계전단응력은 514 MPa이고, 용체화 처리된 Ti-45Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 초탄성 변형률은 4.6%, 슬립임계전단응력은 574 MPa이고, 용체화 처리된 Ti-50Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 초탄성 변형률은 4.7%, 슬립임계전단응력은 527 MPa임을 확인할 수 있다. 여기서, 슬립임계전단응력은 잔류변형량(ε_p)이 0.5%가 되는 지점의 유동 응력으로 정의되었다.

[0044] 이에 따르면, Ti-(30-50)Zr-(0-10)Nb-(1-3)Sn(at%) 조성의 합금이라 하더라도, 용체화 처리를 수행한 경우에는, 인공 생체 재료로 사용하기에 적합한 조건인 인장 강도, 초탄성 변형률 및 슬립임계전단응력 중 적어도 하나의 조건을 만족하지 못한다.

[0045] 예를 들어, Ti-40Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 경우,초탄성 변형률은 5.5%로 5% 이상이지만, 인장 강도는 835 MPa로 1 GPa 미만이고, 슬립임계전단응력이 514 MPa로 800 MPa 미만이어서 자연 뼈와 유사한 기계적 거동을 하지 못하므로 인공 생체 재료로 적합하지 못하다.

[0046] 반면, 본 개시에 따라 어닐링을 수행하는 경우에는 상술한 조건들을 모두 만족하여 인공 생체 재료로 사용하기 적합한 형상 기억 합금이 획득된다. 이에 대해서는 이하에서 보다 자세히 설명하기로 한다.

[0047] 도 4는 본 개시의 일 실시 예에 따른 어닐링 공정의 온도에 따른 의료용 형상 기억 합금의 인장 강도를 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로, 도 4는 Ti-50Zr-8Nb-2Sn의 조성을 갖는 합금을 냉간 압연한 후 다양한 온도로 어닐링을 수행한 결과를 도시하고 있다.

[0048] 도 4에는 500℃, 550℃, 600℃, 700℃, 800℃에서 한시간 동안 어닐링을 수행한 합금의 인장 강도가 표시되었다.

[0049] 도 4를 참조하면, 어닐링 온도가 550℃ 미만인 500℃이면, 재결정이 이루어지지 않아 합금이 취성을 나타냄을 확인할 수 있다. 반면, 어닐링 온도가 550℃ 이상이 되면 합금은 연성을 나타내고, 이에 따라 인장 강도가 1 GPa임을 확인할 수 있다. 그리고, 어닐링이 550℃ 이상의 온도인 600℃ 및 700℃로 수행되는 경우에도 인장 강도가 1 GPa임을 확인할 수 있다. 그러나, 어닐링 온도가 700℃를 초과하면 인장 강도는 1 GPa 이하가 됨을 확인할 수 있다.

[0050] 상술한 바에 기초하면, 어닐링 온도가 550℃보다 낮으면 합금이 취성을 나타내고 700℃를 초과하면 인장 강도는 1 GPa 이하가 되므로 1 GPa 이상의 인장 강도를 요하는 인공 생체 재료로 적합하지 못하다. 즉, 550℃ 내지 700℃ 사이의 온도에서 어닐링이 수행된 합금이 1 GPa 이상의 인장 강도를 가지므로 인공 생체 재료로 적합하다.

[0051] 도 5는 본 개시의 일 실시 예에 따른 의료용 형상 기억 합금의 거동을 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로, 도 5는 Ti-50Zr-8Nb-2Sn 합금을 냉간 압연한 후 550℃에서 1시간 동안 어닐링을 수행한 후 측정된 실험 결과이다.

[0052] 도 5를 참조하면, 550℃에서 1시간 동안 어닐링을 수행한 합금은 5.2%의 초탄성 변형률을 가지고, 858 MPa의 슬립임계전단응력을 갖는다. 즉, 550℃에서 1시간 동안 어닐링을 수행한 합금은 5% 이상의 초탄성 변형률 및 800 MPa 이상의 슬립임계전단응력을 가지며, 도 4에 도시된 바와 같이 1 GPa 이상의 인장 강도를 가지므로, 인공 생체 재료로 사용되기에 적합함을 확인할 수 있다.

[0053] 도 6은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 지르코늄(Zr) 함량 범위를 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로 도 6은 용체화 처리된 Ti-50Zr-8Nb-2Sn 벌크 합금의 마르텐사이트 변태 온도(Ms)를 도시하고 있다.

[0054] 도 6을 참조하면, Zr 함량이 50 at%를 초과하게 되면 마르텐사이트 변태 온도가 -150℃ 이하로 저하하여 상온에서 초탄성 구현이 불가능하게 된다.

[0055] 이에 따라, 본 개시에 따른 형상 기억 합금은 50 at% 이하의 지르코늄으로 구성되어야 한다.

[0056] 도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 나이오븀(Nb) 함량 범위를 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로 도 7은 Nb 함량에 따른 마르텐사이트 변태 온도를 도시한 것이다.

[0057] 도 7을 참조하면, 형상 기억 합금에 포함된 Nb가 22 at% 인 경우, 마르텐사이트 변태 온도는 Zr 농도가 1 at% 씩 증가함에 따라 38 K 씩 낮아짐을 확인할 수 있다.

[0058] 그리고, 형상 기억 합금에 포함된 Nb가 16 at% 인 경우, 마르텐사이트 변태 온도는 Zr 농도가 1 at% 씩 증가함에 따라 17 K 씩 낮아짐을 확인할 수 있다.

[0059] 그리고, 형상 기억 합금에 포함된 Nb가 10 at% 인 경우, 마르텐사이트 변태 온도는 Zr 농도가 1 at% 씩 증가함에 따라 10 K 씩 낮아짐을 확인할 수 있다.

[0060] 이를 참조하면, 형상 기억 합금의 Nb 함량이 10 at%를 초과하면, 마르텐사이트 변태 온도가 Zr 농도에 대한 의존성이 급격하게 증가하면서, 형상 기억 합금이 40 at% 이상의 Zr을 포함하는 경우 상온에서 초탄성을 발현할 수 없게 된다.

[0061] 따라서, 본 개시에 따른 형상 기억 합금은 상온에서의 초탄성 효과를 발현하기 위해 10 at% 이하의 나이오븀을 포함해야 한다.

[0062] 도 8 내지 도 10은 본 개시의 일 실시 예에 따른 형상 기억 합금의 조성에 따른 거동의 일 실시 예를 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로 도 8 내지 도 10은 각각 Ti-(40, 45, 50)Zr-7Nb-1Sn 합금을 냉간 압연한 후 550℃에서 1시간 동안 어닐링한 후 측정한 초탄성 변형률을 나타낸 것이다. 도 8 내지 도 10의 초탄성 회복 변형률(recovery strain)은 초탄성 변형률과 동일한 의미이다.

[0063] 구체적으로, 도 8을 참조하면, Ti-40Zr-7Nb-1Sn 합금의 초탄성 변형률은 7.1%임을 확인할 수 있다.

[0064] 그리고, 도 9에 도시된 바와 같이, Ti-45Zr-7Nb-1Sn 합금의 초탄성 변형률은 7.5%임을 확인할 수 있다.

[0065] 그리고, 도 10에 도시된 바와 같이, Ti-50Zr-7Nb-1Sn 합금의 초탄성 변형률은 7.3%임을 확인할 수 있다.

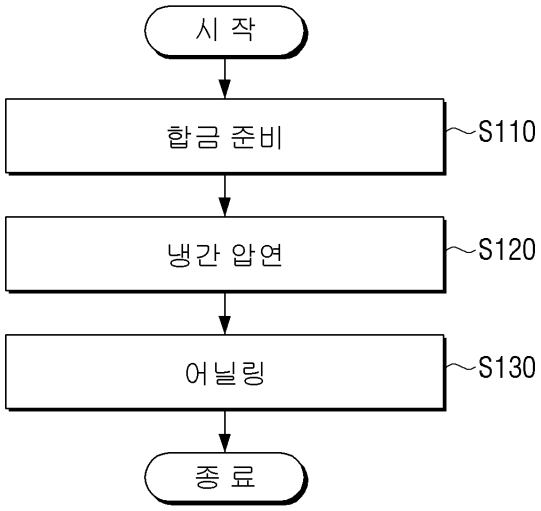
[0066] 상술한 바와 같이, 합금을 냉간 압연한 후 550℃ 에서 1시간 동안 어닐링을 수행한 합금은 40, 45, 50 at%의 Zr 농도에서 모두 7% 이상의 초탄성 변형률을 가짐을 알 수 있다.

[0067] 이상에 기재한 본 개시의 다양한 실시 예에 따라, 냉간 압연 후 550℃ 내지 700℃에서 어닐링을 수행함에 따라 5% 이상의 초탄성 변형률, 1 GPa 이상의 인장 강도 및 800 MPa 이상의 슬립임계전단응력을 모두 가져 인공 생체 재료에 적합한 의료용 형상 기억 합금을 획득할 수 있다. 추가로, 본 개시에 따라 획득된 의료용 형상 기억 합금은 바람직하게는 7% 이상의 초탄성 변형률을 가져 인공 생체 재료에 보다 적합하게 된다.

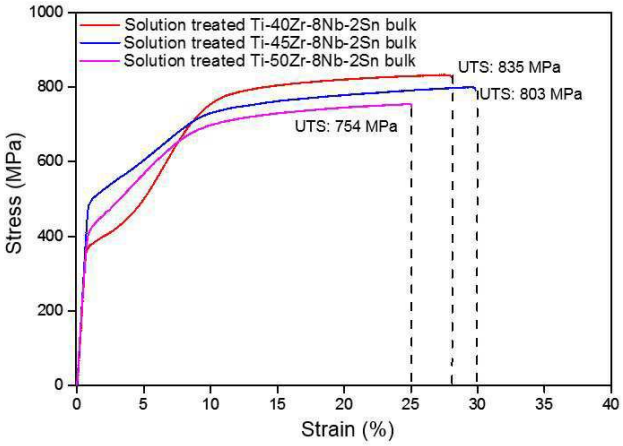
[0068] 이상에서는 본 개시의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 개시는 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 개시의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 개시의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

도면

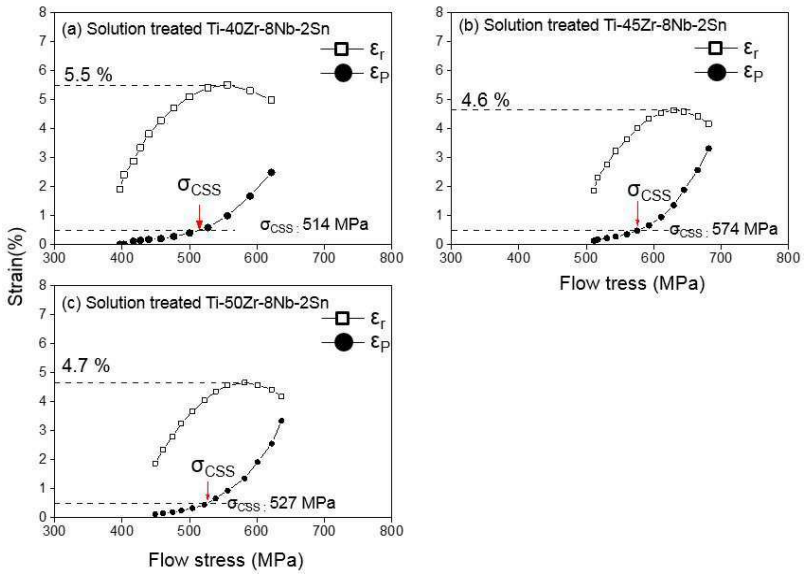
도면1



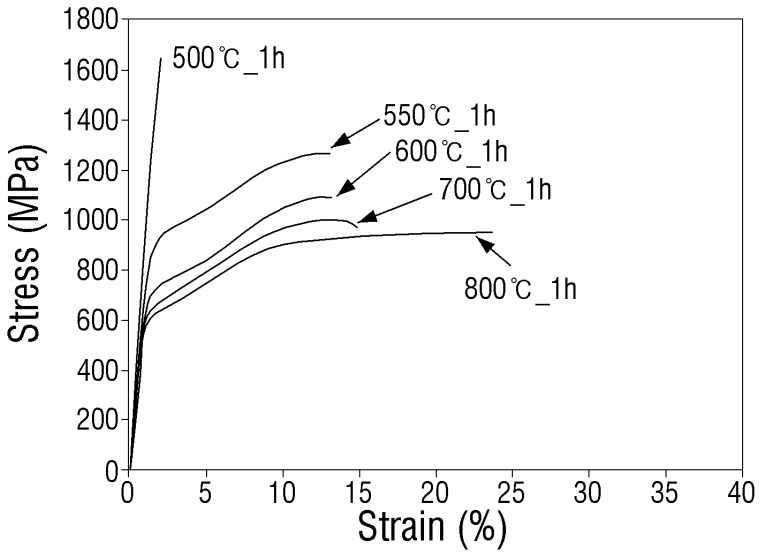
도면2



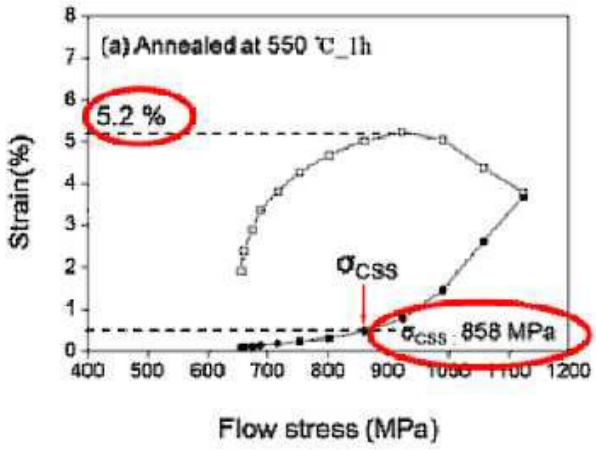
도면3



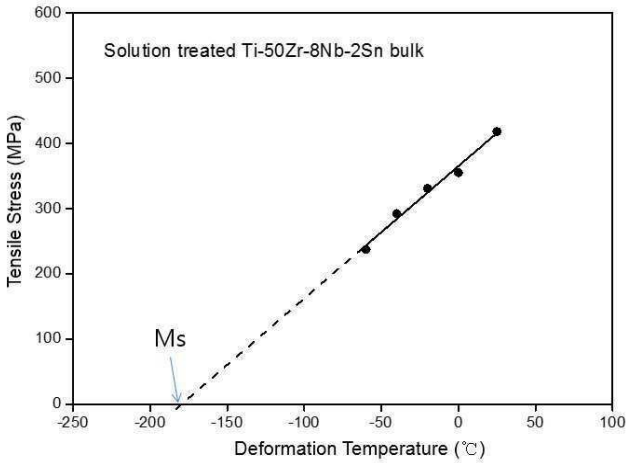
도면4


500℃_1h
550℃_1h
600℃_1h
700℃_1h
800℃_1h
Stress (MPa)
Strain (%)

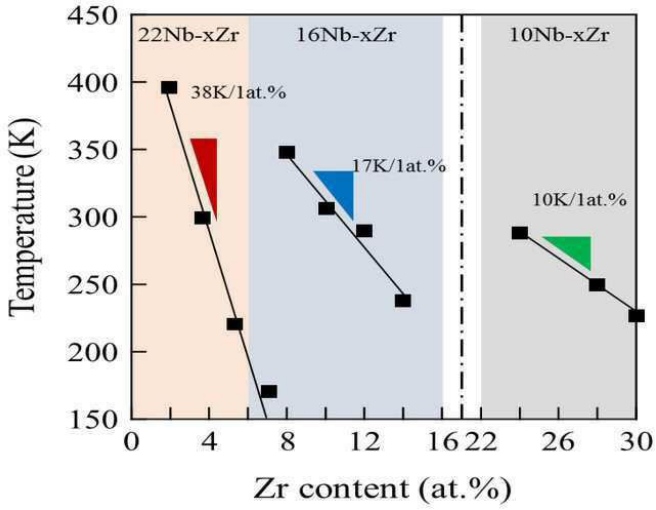
도면5


(a) Annealed at 550 ℃_1h
5.2 %
σCSS
σCSS : 858 MPa
Strain(%)
Flow stress (MPa)

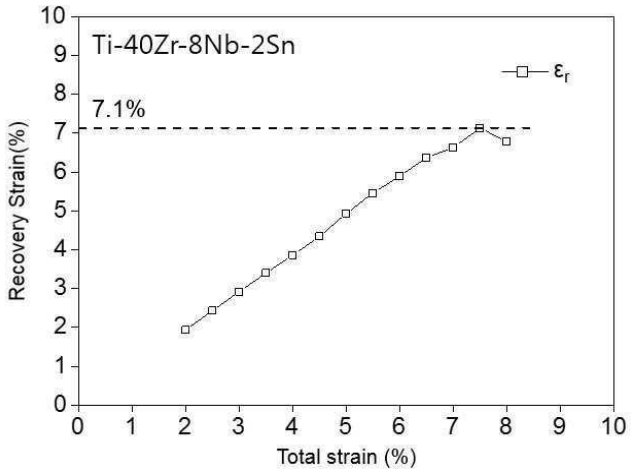
도면6


Solution treated Ti-50Zr-8Nb-2Sn bulk
Ms
Tensile Stress (MPa)
Deformation Temperature (℃)

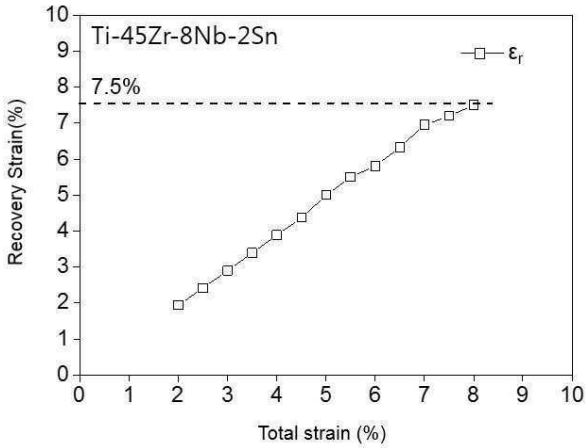
도면7


22Nb-xZr
16Nb-xZr
10Nb-xZr
38K/1at.%
17K/1at.%
10K/1at.%
Temperature (K)
Zr content (at.%)

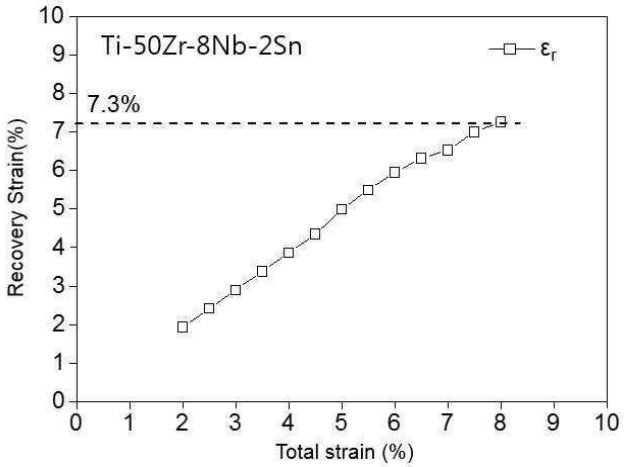
도면8


Ti-40Zr-8Nb-2Sn
εr
7.1%
Recovery Strain(%)
Total strain (%)

도면9


Ti-45Zr-8Nb-2Sn
εr
7.5%
Recovery Strain(%)
Total strain (%)

도면10


Ti-50Zr-8Nb-2Sn
ε_r
7.3%
Recovery Strain(%)
Total strain (%)
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10