



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0080691
(43) 공개일자 2016년07월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61L 27/30 (2006.01) A61F 2/82 (2006.01)
A61L 29/10 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0193414
(22) 출원일자 2014년12월30일
심사청구일자 2014년12월30일

(71) 출원인
충남대학교산학협력단
대전광역시 유성구 대학로 99 (궁동, 충남대학교)
한국과학기술연구원
서울특별시 성북구 화랑로14길 5 (하월곡동)
(72) 발명자
한준현
대전광역시 서구 둔산로 155 크로바아파트 102동 602호
박상진
서울특별시 영등포구 양평로17길 36 성원아파트 101-705
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
권오식, 김종관, 박창희

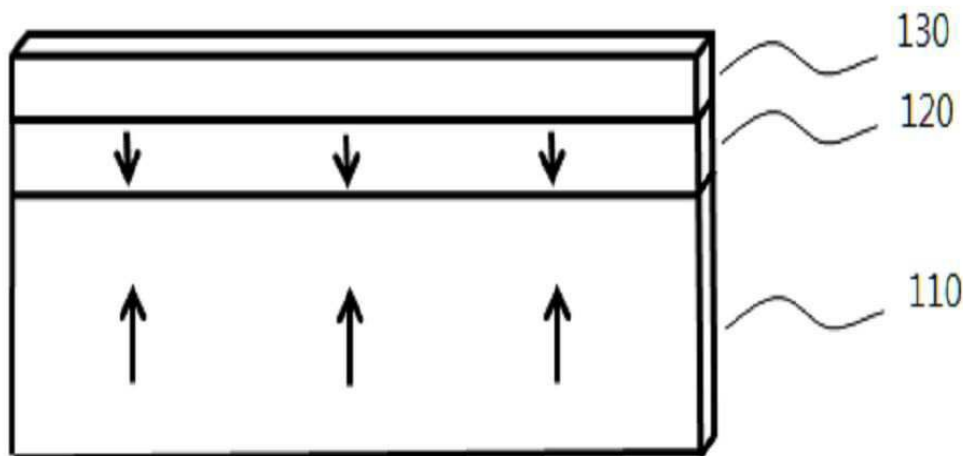
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 생체재료의 자기공명영상 왜곡 완화방법

(57) 요약

본 발명은 스텐트(Stent)용, 임플란트(Implant)용 또는 카테터(Catheter)용의 소재 표면에 반자성체를 코팅한 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재 및 이의 제조방법에 관한 것으로, 본 발명에 따른 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체 코팅층을 형성하는 단계(1) 및 상기 반자성체 코팅층 상에 생체 적합 표면 개질층을 형성하는 단계(2)를 포함한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김유찬

서울특별시 강북구 솔샘로 174 SK아파트 112동 301호

석현광

서울특별시 도봉구 마들로 646 삼성래미안아파트1차 108동 101호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10042703

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 산업융합원천기술개발사업

연구과제명 1mm급 난가공성 금속튜브 제조 및 기능성 표면처리 기술개발

기 여 율 1/1

주관기관 한국과학기술연구원

연구기간 2012.06.01 ~ 2017.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

스텐트(Stent)용, 임플란트(Implant)용 또는 카테터(Catheter)용의 소재 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체 코팅층을 형성하는 단계(1); 및

상기 반자성체 코팅층 상에 생체 적합 표면 개질층을 형성하는 단계(2);

를 포함하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 (1)단계는 상기 반자성체 코팅층을 형성하여 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재 표면에 전사하는 방법을 포함하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재는 상기 소재 표면에 촉매 금속을 코팅한 후 상기 반자성체 코팅층을 형성하여 촉매 금속 원소를 더 함유하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 촉매 금속은 Ni, Pt, Cu, Pd 또는 PdCo를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 코팅방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재는 Ti계 합금, Co계 합금, NiTi계 합금, Ni계 합금, Zr계 합금, Nb계 합금 및 Fe계 합금으로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함하는 상자성체인 것을 특징으로 하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 반자성체의 탄소질은 그래핀, 방향성 그래파이트(HOPG, highly oriented pyrolytic graphite) 및 탄소나노튜브로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 7

제4항에 있어서,

상기 반자성체의 탄소질의 양은 3×10^{-4} 질량% 내지 3×10^{-1} 질량%인 것을 특징으로 하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 반자성체의 Bi의 양은 1.5×10^{-2} 질량% 내지 1.5 질량%인 것을 특징으로 하는 자기공명영상 왜곡 완화용

생체 소재의 제조방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재 표면에 상기 반자성체 코팅층을 형성한 후 상기 소재의 자화율이 감소하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 (2)단계의 상기 생체 적합 표면 개질층은 DLC(Diamond Like Carbon), PDMS(Polydimethylsiloxane)을 포함하는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 코팅방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항의 상기 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법에 의해 제조된 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생체 소재에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자기공명영상(MRI)은 심혈관계 질환, 척추 및 뇌병변장애의 진단과 치료에 중추적인 역할을 하고 있다. 자기공명영상은 자기장 내의 인체에 특정 고주파를 주사하여 인체 내 수소 원자의 스핀을 일방향으로 변환시킨다. 상기 고주파를 끊으면 수소 원자가 본래의 스핀 상태로 돌아가면서 방출되는 전자기파의 위치를 추정하여 영상화하게 된다.

[0003] 자기공명영상 촬영 시 인체에 삽입된 스텐트(Stent), 임플란트(Implant) 또는 카테터(Catheter)에 의해 자기공명영상 왜곡이 발생된다. 상기 스텐트, 임플란트 및 카테터는 Ti계, Co계, NiTi계, Ni계, Nb계, Zr계 또는 Fe계 합금 등의 생체 소재로 제조된다. 따라서, 상기 스텐트, 임플란트 및 카테터는 상자성을 가지며, 생체조직에 비해 자화율이 크게 차이가 난다. 상기 자기공명영상 왜곡은 상기 생체 조직과의 자화율 차이에 의해 기인한다.

[0004] 대한민국 공개특허 2011-0108030의 종래 기술은 상자성(자화율 $\chi > 0$)을 가지는 상기 스텐트, 임플란트 및 카테터의 자화율을 줄이기 위해 상자성 생체 소재 분말과 반자성체 분말을 혼합 소결하는 방법을 제공한다. 하지만 상기 종래 기술은 자화율을 감소하기 위해 많은 양의 반자성체가 사용되고, 가공 및 성형의 제조방법을 포함하여 제조공정이 간단하지 않다.

[0005] 또한, 자기공명영상을 활용한 진단과 분석이 다양화되면서 인가 자기장의 세기가 증가함에 따라 생체 소재에 의한 자기공명영상 왜곡이 더욱 심각해지고 있다. 정밀한 수술 및 시술을 위해 상기 자기공명영상 왜곡을 완화할 수 있는 소재 및 방법의 개발이 필요하다. 따라서, 본 발명은 그래핀과 같은 반자성(자화율 $\chi < 0$) 특성이 뛰어난 물질을 기존에 사용되고 있는 생체 소재에 소량으로 단순 박막 코팅하여 탁월한 자화율 감소가 이루어지는 방법을 제시한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 대한민국 공개 특허 2011-0108030

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 스텐트(Stent)용, 임플란트(Implant)용 또는 카테터(Catheter)용의 소재 표면에 반자성체를 코팅한 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재 및 이의 제조방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명에 따른 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 스텐트(Stent)용, 임플란트(Implant)용 또는 카테터(Catheter)용의 소재 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체 코팅층을 형성하는 단계(1) 및 상기 반자성체 코팅층 상에 생체 적합 표면 개질층을 형성하는 단계(2)를 포함한다.

[0009] 보다 상세하게는 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 상기 (1)단계가 상기 반자성체 코팅층을 형성하여 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재 표면에 전사하는 방법을 포함하며, 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재는 상기 소재 표면에 촉매 금속을 코팅한 후 상기 반자성체 코팅층을 형성하여 촉매 금속 원소를 더 함유할 수 있다. 또한, 상기 촉매 금속은 Ni, Pt, Cu, Pd 또는 PdCo를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재가 Ti계 합금, Co계 합금, NiTi계 합금, Ni계 합금, Zr계 합금, Nb계 합금 및 Fe계 합금으로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함하는 상자성체인 것을 특징으로 한다.

[0011] 그리고 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 상기 반자성체의 탄소질이 그래핀(Graphene), 방향성 그래파이트(HOPG, highly oriented pyrolytic graphite) 및 탄소나노튜브(CNT, carbon nano tube)로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함하며, 상기 반자성체의 탄소질의 양은 3×10^{-5} 질량% 내지 3×10^{-1} 질량% 인 것을 특징으로 하며, 상기 반자성체의 Bi의 양은 1.5×10^{-3} 질량% 내지 1.5 질량%인 것을 특징으로 한다.

[0012] 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용 소재의 표면에 상기 반자성체 코팅층을 형성한 후 상기 소재의 자화율이 감소하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 상기 (2)단계의 상기 생체 적합 표면 개질층이 DLC(Diamond Like Carbon), PDMS(Polydimethylsiloxane)를 포함한다.

[0014] 나아가 본 발명은 상술한 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법에 의해 제조된 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재를 포함한다.

발명의 효과

[0015] 본 발명에 따른 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재는 스텐트(Stent)용, 임플란트(Implant)용 또는 카테터(Catheter)용의 소재 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체 코팅층을 형성함으로써 상기 스텐트용, 임플란트용 및 카테터용 소재의 초탄성 및 형상기억능을 훼손하지 않으며, 상기 반자성체 코팅층 상에 생체 적합 표면 개질층을 형성하여 인체에 무해하다.

[0016] 또한, 상기 스텐트용, 임플란트용 및 카테터용의 제조공정에 단순한 코팅공정을 추가하고 극미량의 반자성체를 사용한 저비용의 제조방법으로써 생체 소재의 자기공명영상 왜곡을 완화시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명의 제조방법에 따른 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재를 도시한 것이다.

도 2는 실시예 및 비교예에 따라 제조된 NiTi 기체에 수평한 방향으로 자기장을 인가하여 측정한 자화-인가자장(M-H)곡선을 나타낸 것이다.

도 3은 실시예 및 비교예에 따라 제조된 NiTi 기체에 수직한 방향으로 자기장을 인가하여 측정한 자화-인가자장(M-H)곡선을 나타낸 것이다.

도 4는 도 2의 M-H곡선으로부터 구한 NiTi 기체에 수평한 방향에서의 자화율을 나타낸 것이다.

도 5는 도 3의 M-H곡선으로부터 구한 NiTi 기체에 수직한 방향에서의 자화율을 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 이하 본 발명의 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재 및 이의 제조방법을 상세히 설명한다. 이때, 사용되는 기술 용어 및 과학 용어에 있어서 다른 정의가 없다면, 이 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 통상적으로 이해하고 있는 의미를 가지며, 하기의 설명 및 첨부 도면에서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 설명은 생략한다.
- [0019] 도 1은 본 발명의 하나의 바람직한 구체적인 예에 따라 제조된 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재를 도시한 것이다. 도 1에 도시한 바와 같이 본 발명에 따른 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법은 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체 코팅층(120)을 형성하는 단계(1) 및 상기 반자성체 코팅층(120) 상에 생체 적합 표면 개질층(130)을 형성하는 단계(2)를 포함한다.
- [0020] 상세하게, 상기 (1) 단계는 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 탄소질 또는 Bi 원소를 포함하는 반자성체를 나노미터 단위로 박막 증착하는 단계이다. 구체적인 일 실시예로서 상기 탄소질 박막 중 그래핀 증착은 25 torr에서 1×10^{-3} 의 중진공의 진공 챔버 내에서 이루어질 수 있다. 상기 그래핀 증착 후 진공 챔버 내에서 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 그래핀의 품질을 향상시키기 위해 수소가스를 흘려줄 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 (1) 단계는 상기 반자성체의 박막 증착이 용이한 기재 상에 상기 반자성체 코팅층(120)을 형성하여 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 전사하는 방법을 포함한다. 그리고 그래핀이 방향성 그래파이트로부터 테잎을 이용해 박리되어 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 반자성체 코팅층(120)을 형성하는 방법을 포함하며, 탄소나노튜브를 용매에 분산시킨 후 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 표면에 분사하여 반자성체 코팅층(120)을 형성하는 방법을 포함한다. 상술한 바와 같은 상기 반자성체 코팅층(120) 형성 방법은 구체적인 일 실시예로 나노미터 단위의 박막을 형성할 수 있다면 이를 한정하지 않는다.
- [0022] 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)는 상기 소재(110) 표면에 촉매 금속을 코팅한 후 상기 반자성체 코팅층(120)을 형성하여 촉매 금속 원소를 더 함유할 수 있다. 구체적으로 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)가 상기 소재(110)에 대하여 촉매금속원소를 미함유 또는 0 at% 내지 10 at%의 양을 함유하여 그래핀 박막 증착이 용이하지 않다면 상기 촉매금속을 코팅하여 그래핀을 증착할 수 있다. 따라서, 상기 촉매 금속은 그래핀 박막 증착에 사용되는 Ni, Pt, Cu, Pd 또는 PdCo를 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)는 Ti계 합금, Co계 합금, NiTi계 합금, Ni계 합금, Zr계 합금, Nb계 합금, Fe계 합금으로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함하는 상자성체이다. 상기 상자성체는 내식성이 강하여 인체 내 삽입이 가능하고, 생체 소재로 사용할 수 있는 것이면 한정하지 않는다.
- [0024] 상기 반자성체의 탄소질은 그래핀, 방향성 그래파이트 및 탄소나노튜브로 이루어진 군으로부터 선택된 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 반자성체의 탄소질은 -1.0×10^{-6} 내지 -1.0×10^{-3} 의 자화율을 가진다. 특히, 상기 반자성체의 탄소질인 그래핀의 자화율은 -400.0×10^{-6} 내지 -300.0×10^{-6} 의 값을 가진다. 상기 반자성체의 탄소질은 상기 상자성체 상에 코팅되어 자화율을 감소시키는 역할을 한다.
- [0025] 상기 반자성체의 탄소질은 0.1nm 내지 100nm의 두께를 가질 수 있다. 보다 구체적으로 상기 반자성체의 탄소질이 그래핀일 때 상기 상자성체 표면에 원자 단위 수준인 0.1nm 내지 0.5nm 두께로 코팅될 수 있으며, CNT 또는 방향성 그래파이트일 때 10nm 내지 100nm의 두께로 코팅될 수 있다. 따라서, 상기 반자성체의 탄소질이 코팅된 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)의 물리적 및 화학적 특성은 자화율을 제외하고 그대로 유지될 수 있다. 특히, 상기 그래핀을 코팅한 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)는 코팅 전과 비교해 표면 거칠기(Surface roughness)가 유사하며, 탄성 및 강도가 유지될 수 있다.
- [0026] 상기 반자성체의 탄소질의 양이 증가하면 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)의 자화율을 더 많이 낮출 수 있다. 반면, 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110) 강도가 급격히 저하되거나 코팅층이 박리되기 쉽다. 따라서, 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)에 코팅된 상기 반자성체의 탄소질은 3×10^{-4} 질량% 내지 3×10^{-1} 질량%이 바람직하며, 3×10^{-4} 질량% 내지 3×10^{-3} 질량%가 더 바람직

할 수 있다.

- [0027] 상기 반자성체의 Bi 원소는 생체 적합하며, -100×10^{-6} 내지 -200×10^{-6} 의 자화율을 가진다. 따라서, 상기 Bi 원소는 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)에 코팅되어 자기 공명 영상 왜곡을 완화할 수 있다. 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)에 코팅된 상기 Bi 원소는 1.5×10^{-2} 질량% 내지 1.5 질량%가 바람직할 수 있으며, 1.5×10^{-2} 질량% 내지 1.5×10^{-1} 질량%가 더 바람직할 수 있다.
- [0028] 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)는 상기 반자성체를 코팅하여 자화율을 15% 내지 60% 감소시킬 수 있다. 구체적으로 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)의 자화율은 자기 이방성에 따라 감소하는 정도가 상이할 수 있다.
- [0029] 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)는 생체 적합성을 향상시키기 위해 상기 반자성체를 코팅한 후 상기 (2)단계의 상기 생체 적합 표면 개질층(130)을 형성할 수 있다. 상기 생체 적합 표면 개질층(130)은 DLC(Diamond Like Carbon), PDMS(Polydimethylsiloxane)을 포함하며, 인체 삽입시 인체에 무해하고 내마모성, 윤활성 및 생화학적 안정성을 가짐으로써 상기 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재(110)의 표면을 개질하는 것이면 이를 한정하지 않는다.
- [0030] 나아가 본 발명은 상기 상술한 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재의 제조방법에 제조된 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재를 제공할 수 있다.
- [0031] 이하, 본 발명을 실시예에 의해 더욱 상세히 설명한다. 이는 본 발명을 실험적으로 입증하기 위해 제시되는 것일 뿐, 본 발명이 제시되는 실시예에 의해 제한되는 것은 아니다.
- [0032] [실시예 1]
- [0033] 도 1에 도시된 바와 같이 NiTi 기재 위에 그래핀을 성장시켰다. 사용된 NiTi 기제는 Ni:Ti=50:50의 조성을 갖고 있는 것으로 50%의 Ni을 함유하고 있으므로 별도의 Ni 촉매 금속을 코팅하지 않았다. 상기 NiTi 기재를 화학증착(chemical vapor deposition)로에 장입하여 900℃에서 300초 동안 6.9×10^{-1} Torr 압력에서 100 sccm의 질소와 30 sccm의 수소가스를 흘리면서 어닐링처리를 하였다. 열처리 후 1.2×10^{-1} Torr의 압력에서 1 sccm의 CH₄와 10 sccm의 수소가스를 흘려주면서 5초 동안 그래핀을 성장시켰다. 성장 후 그래핀의 품질을 향상시키기 위해 9.7×10^{-2} Torr의 압력에서 10 sccm의 수소를 60초 동안 흘려 주었다. 6.9×10^{-1} Torr의 압력하에서 200 sccm의 질소가스를 흘려주면서 600초 동안 250℃까지 냉각함으로써 그래핀을 코팅하였다. 그리고 생체 적합 표면 개질층으로 DLC(Diamond Like Carbon) 코팅을 실시하였다.
- [0034] [실시예 2]
- [0035] 실시예 2는 SiO₂/Si 기판 위에 DC 스퍼터링을 이용하여 촉매금속인 Ni을 260nm의 두께로 코팅한 후 상기 실시예 1과 동일하게 그래핀을 코팅하였다. 상기 그래핀이 코팅된 SiO₂/Si 기판을 10% FeCl₃ 용액에 담그어 Ni을 에칭하여 SiO₂/Si 기판으로부터 그래핀을 분리하였다. 상기 그래핀을 증류수에 2차례 세척한 후 NiTi 판에 전사하고 건조하여 NiTi 기재 위에 그래핀을 코팅하였다. 그리고 생체 적합 표면 개질층으로 DLC(Diamond Like Carbon)코팅을 실시하였다.
- [0036] [비교예 1]
- [0037] 탄소질 또는 Bi원소를 포함하는 반자성체 코팅층을 형성하지 않은 NiTi 기재를 준비하였다.
- [0038] [실험예 1]
- [0039] 상기 실시예 및 비교예의 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재에 대해 AGM(Alternating Gradient force Magnetometer)으로 자화율을 측정하였다. 도 2 및 도 3은 상기 실시예 및 비교예의 자기공명영상 왜곡 완화용 생체 소재에 수평 및 수직 방향으로 자기장을 인가하여 측정한 자화-인가자장(M-H)곡선을 나타낸다. 도 4 및 도 5는 도 2 및 도 3의 M-H곡선으로부터 구한 자화율을 나타낸다.
- [0040] 도 2 및 도 3은 상기 비교예 1의 NiTi 기재의 수직 및 수평 자화에 비해 상기 실시예 1 및 2의 그래핀이 코팅된 NiTi 기재의 수직 및 수평 자화가 더 낮은 값을 가진다는 것을 보여준다. 도 4 및 도 5의 결과를 통해 상자성체

의 생체 소재에 반자성체인 그래핀을 코팅한 것으로 인해 자화율이 감소한다는 것을 알 수 있다.

[0041] 보다 구체적으로 도 4에 나타난 바와 같이 비교예 1의 NiTi 기재의 수평 자화율은 278.8×10^{-6} 이다. 하지만 실시예 1의 NiTi 기재의 수평 자화율은 115.6×10^{-6} 이며, 실시예 2의 NiTi 기재의 수평 자화율은 197.2×10^{-6} 이다. 또한, 도 5에 나타난 바와 같이 비교예 1의 NiTi 기재의 수직 자화율은 81.6×10^{-6} 이다. 하지만 실시예 1의 NiTi 기재의 수직 자화율은 69.6×10^{-6} 이며, 실시예 2의 NiTi 기재의 수직 자화율은 48.9×10^{-6} 이다.

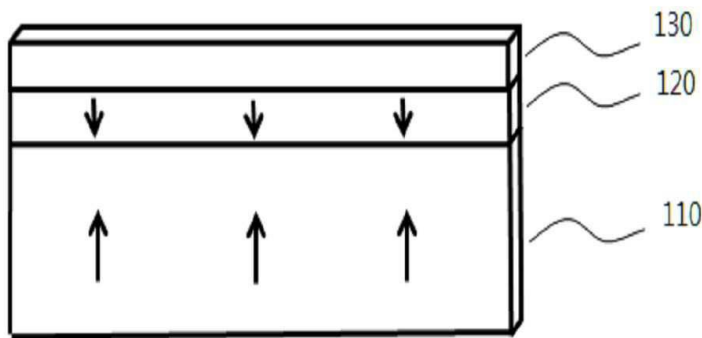
[0042] 따라서, NiTi 기재 위에 그래핀을 코팅하는 방법은 NiTi의 자화율을 크게 감소시켜 생체와의 자화율 차이를 줄임으로써 자기공명영상 왜곡을 크게 완화시킬 수 있음을 알 수 있다.

부호의 설명

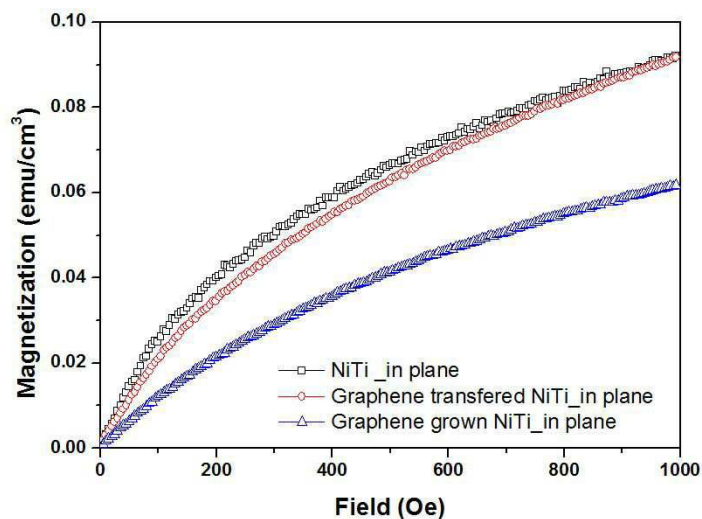
[0043] 110 : 스텐트용, 임플란트용 또는 카테터용의 소재, 120 : 반자성체 코팅층, 130 : 생체 적합 표면 개질층

도면

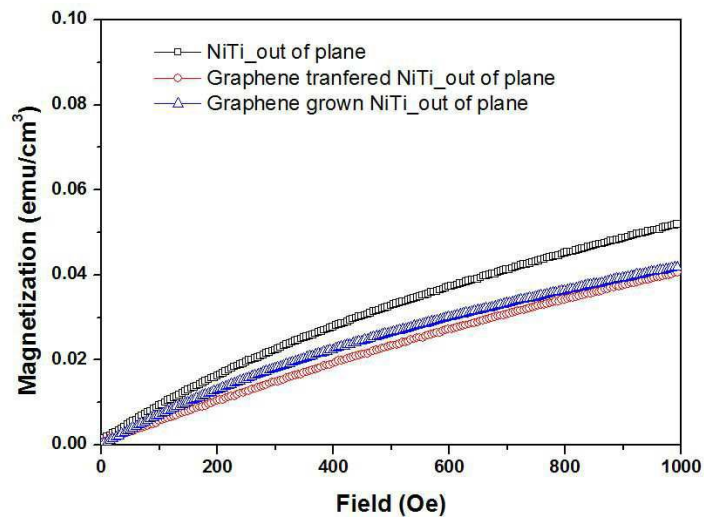
도면1



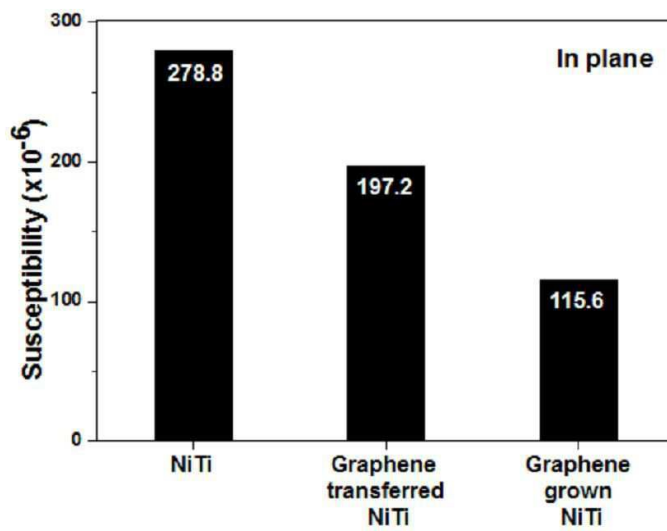
도면2



도면3



도면4



도면5

