

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 10월 12일 (12.10.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/176090 A1

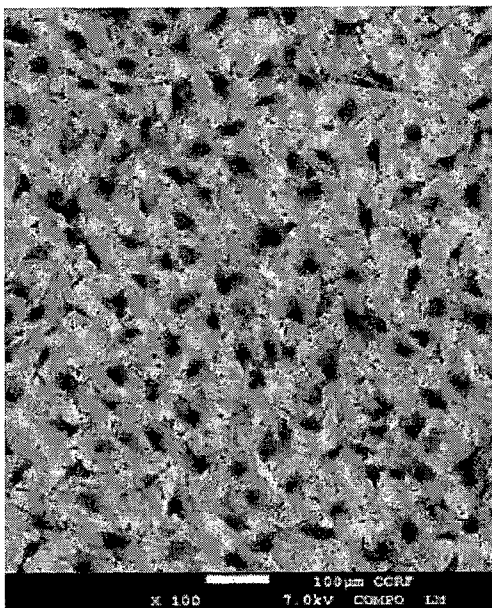
- (51) 국제특허분류: A61L 27/30 (2006.01) A61L 27/32 (2006.01)
A61L 27/54 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2017/003829
- (22) 국제출원일: 2017년 4월 7일 (07.04.2017)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2016-0043371 2016년 4월 8일 (08.04.2016) KR
10-2017-0044424 2017년 4월 5일 (05.04.2017) KR
- (71) 출원인: 전남대학교산학협력단 (INDUSTRY FOUNDATION OF CHONNAM NATIONAL UNIVERSITY) [KR/KR]; 61186 광주시 북구 용봉로 77, Gwangju (KR).
- (72) 발명자: 박상원 (PARK, Sang-Won); 61460 광주시 동구 의재로 51 번길 22-2, 101 동 1101 호, Gwangju (KR). 오계정 (OH, Gye-Jeong); 62301 광주시 광산구 목련로 382 번길 82-3, Gwangju (KR). 이정구 (LEE, Kyung-Ku); 61061 광주시 북구 하백로 45, 109-604, Gwangju (KR). 이도재 (LEE, Doh-Jae); 61402 광주시 동구 필문대로 12-7, 109-1602, Gwangju (KR). 김지원 (KIM, Ji-Won); 61125 광주시 북구 대천로 195, 102 동 1403 호, Gwangju (KR). 장경준 (JANG, Kyoung-Jun); 62043 광주시 서구 금화로 293, 104 동 1402 호, Gwangju (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 플러스 (PLUS INTERNATIONAL IP LAW FIRM); 35209 대전시 서구 한밭대로 809 10 층, Daejeon (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,

[다음 쪽 계속]

(54) Title: ZIRCONIA IMPLANT COMPRISING BIOACTIVE GLASS AND METHOD FOR MANUFACTURING SAME

(54) 발명의 명칭: 생체활성글라스를 포함하는 지르코니아 임플란트 및 이의 제조 방법

【도 3】



(57) Abstract: The present invention relates to an implant comprising zirconia as a base material, wherein surface etching treatment and multi-coating treatment of bioactive glass, a bioceramic material, or the like, are carried out in combination, thereby preventing an adverse effect, such as a deterioration in biocompatibility, leading to excellent effects in bone formation promotion, biocompatibility, low bacterial deposition rate, and the like. In addition, as the binding strength between zirconia and a coating layer is further enhanced, the mechanical properties of the implant, such as durability, corrosion resistance, and fracture resistance, are significantly improved, and furthermore, the implant has the benefit of achieving the same color as natural teeth.

(57) 요약서: 본 발명은 지르코니아를 베이스 재료로 하는 임플란트에 관한 것으로, 생체활성글라스, 생체세라믹 등의 다중 코팅 처리 및 표면 식각 처리 등이 복합적으로 수행됨에 따라, 생체 적합성이 저하되는 역효과를 방지할 수 있고, 이에 따라 골 형성 촉진, 생체 적합성, 낮은 세균 침착률 등이 우수한 효과가 있다. 또한 지르코니아 및 코팅층 간의 결합력이 보다 향상됨에 따라 내구성, 내부식성, 파절 저항성 등의 기계적 물성이 현저히 향상되는 효과가 있을 뿐만 아니라, 그럼에도 자연 치아와 동일한 색상이 구현되는 효과가 있다.



MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, —
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,
KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

청구범위 보정 기한 만료 전의 공개이며, 보정서를
접수하는 경우 그에 관하여 별도 공개함 (규칙
48.2(h))

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

명세서

발명의 명칭: 생체활성글라스를 포함하는 지르코니아 임플란트 및 이의 제조 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 생체활성글라스를 포함하는 지르코니아 임플란트 및 이의 제조 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 임플란트(Implant)는 이식(移植)을 의미하는 것으로, 생체조직의 결손을 보완하기 위해, 인공 재료 혹은 천연 재료를 결손부에 이식하여 형태의 재건, 기능을 대행시킬 때에 사용되는 것으로서, 예컨대 인공 밸브, 인공 관절, 인공 치아, 안내 렌즈 등이 있다.
- [3] 이중 인공 치아는 제3의 치아라고도 하며, 여기에 사용되는 임플란트로서, 치아의 결손이 있는 부위나 치아가 뽑힌 자리의 턱뼈에 골 이식, 골 신장술 등의 부가적인 수술을 통하여 생체 적합한 임플란트 본체를 심어 자연치의 기능을 회복시켜주는 치과 치료법에 사용된다.
- [4] 따라서 임플란트는 정상적인 기능이 유지되고 있는 턱뼈와의 형태적, 생리적, 직접적 결합인 골유착(osseointegration) 등의 특성이 우수하여야 한다. 이에 따라 여러 종류 임플란트가 개발되었으며, 생체에 적용하는 치과용 임플란트 기술의 실패율을 낮추고 뼈와의 고정력을 높이기 위한 많은 방법들이 제시되었다. 예컨대 임플란트를 나선형으로 디자인함으로써 뼈에 기계적으로 강하게 고정시키는 방법이 일반적으로 사용되고 있다. 그러나 기계적 고정에 의한 뼈와의 고정력은 자연 치아에 비교될 수준이 아니기 때문에 임플란트와 뼈와의 접합을 더욱 향상시키기 위한 많은 연구가 진행되고 있다.
- [5] 이에 따라, 임플란트와 뼈와의 고정력 및 결합력을 보다 향상시키기 위해 다양한 방법이 제시되었으며, 이는 상술한 기계적 고정을 포함하는 물리적 방법과 화학적 방법 등으로 구분될 수 있다.
- [6] 물리적 방법에는 임플란트의 표면에 거칠기를 형성시키는 방법이 있으며, 그라인딩, 분사법(샌드블라스팅 등), 산 식각 등이 있다. 구체적으로, 샌드블라스팅(Sandblasting)은 작은 입경의 알루미나를 사용하여 상변이에 의한 강화를 유도하는 방법이다. 산 식각(Etching)은 산 용액을 이용하여 표면을 식각하는 방법으로, 산 식각만으로는 표면 처리 효과가 잘 나타나지 않아 샌드블라스팅과 함께 주로 사용되는 방법이다.
- [7] 이러한 물리적 방법으로 표면 거칠기가 증가된 임플란트는 임플란트와 뼈 조직 사이에 더 큰 접촉 및 고착영역을 부여함으로써 더 양호한 기계적 구속력과 강도를 얻을 수 있다.
- [8] 화학적 방법에는 임플란트 표면의 화학적 특성을 변경하는 것이 있으며,

에컨대 뼈 조직의 재생을 자극하기 위하여 임플란트 표면에 뼈와 유사한 무기물 성분인 인산칼슘 등을 코팅하는 방법 등이 있다. 이러한 처리 방법은 생체적 합성을 유도하여 뼈와의 물리적인 고정력 및 결합력뿐만 아니라 화학적인 생체 적합성 또한 향상시킬 수 있다.

- [9] 임플란트는 물리적 특성, 화학적 특성, 생체 적합성 특성 등의 물리/화학적 고유 물성 외에, 최근에는 심미적 특성까지도 요구되고 있다. 에컨대 전치(앞니)의 경우에는 치아 고유의 특성도 중요하지만, 외관상 직접적으로 드러나는 치아이므로 사회적인 측면에서도 매우 중요한 역할을 한다. 전치의 경우, 치아의 고유 성능보다도 외관상 보여지는 자연 치아와 구별되지 않을 정도의 심미성 특성이 더 요구되고 있는 것이 현실이다. 또한 전치는 물리적인 충격에 의해 손상될 확률도 타 치아에 비해 높음에 따라 임플란트로 대체될 확률도 상당히 높다. 따라서 임플란트는 물리적 특성, 화학적 특성, 생체 적합성 특성 등의 물리/화학적 고유 물성도 중요하지만, 실제 치아와 육안으로 차이 나지 않을 정도의 심미성 특성 또한 요구되고 있다.
- [10] 임플란트의 심미성 특성의 요구가 증대됨에 따라, 한국공개특허 제2011-0041682호에는 인공 치아 전체를 자연의 색상과 유사한 착색액으로 착색한 지르코니아로 성형하는 지르코니아 치아의 제조방법이 개시되어 있다.
- [11] 지르코니아는 강도와 생체 적합성이 우수하고 부식이 없기 때문에 인체에 사용 시 어떠한 염증반응이나 알레르기도 유발하지 않는다. 또한 뛰어난 기계적 성질을 바탕으로 금속을 대체하는 임플란트 재료로 널리 사용되고 있다. 최근에는 크라운 브릿지의 코어뿐만 아니라 임플란트 영역에서도 적용 되고 있는데, 높은 생체 적합성과 탁월한 기계적 물성, 낮은 세균 침착률은 치과 재료로서 높은 평가를 받고 있다.
- [12] 그러나 코팅층이 표면에 형성된 지르코니아는 일반적인 금속과는 달리 분사법이나 산 식각 방법을 통한 표면 거칠기 형성이 어려운 한계가 있다. 따라서 코팅층이 표면에 형성된 지르코니아에 산 식각이나 분사법 등을 이용한 표면처리를 하더라도 접착강도가 떨어지는 단점이 있다. 이는 지르코니아로부터 표면 코팅층의 박리(Delamination) 현상에 기인하며, 기본적으로 지르코니아와 코팅층의 열팽창계수가 서로 유사하지 않거나 냉각속도가 지나치게 빠를 경우 등에 의해 발생한다.
- [13] 한국등록특허 제10-1430748호에는 상기 문제를 해결하기 위하여 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨, 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀을 포함하는 생체활성 색조글라스 및 상기 생체활성 색조글라스를 포함하는 치아용 보철물에 대하여 공지되어 있다. 생체활성 색조글라스를 지르코니아에 코팅할 경우, 표면 거칠기가 다소 형성되어 뼈 조직과의 고정력, 결합력 등이 향상되는 효과가 있는 것으로 알려져 있으나, 여전히 생체 적합성이 떨어지는 단점이 있다.
- [14] 또한 지르코니아의 많은 장점에도 불구하고, 결합력, 고정력 등을 향상시키기

위한 처리 공정에는 많은 제약이 따른다. 코팅층이 표면에 형성된 지르코니아에 요구되는 표면 거칠기를 형성하는 과정에서는 지르코니아에 물리적, 화학적으로 강한 충격이 유발될 수 있다. 이러한 충격에 의해 지르코니아와 코팅층의 낮은 결합력, 지르코니아와 코팅층 계면에서의 결합, 지르코니아-코팅층의 열팽창계수의 부조화 등의 지르코니아와 코팅층 간의 문제가 발생할 수 있으며, 지르코니아의 휨 등의 지르코니아 자체의 기계적 물성 또한 크게 저하될 수 있다. 또한 경우에 따라 생체 적합성이 오히려 저하되는 경우도 발생할 수 있다.

- [15] 따라서 인체의 일부를 대체하는 임플란트가 상기 대체 대상과 동일하거나 그 이상의 특성과 역할을 갖도록 하기 위해 많은 비용과 시간이 투자되어 연구되고 있으나, 아직까지 상기 인체 대체 대상의 성능과는 견줄 정도가 되지 못하는 것이 사실이다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [16] 본 발명의 목적은 지르코니아 자체의 생체 적합성, 내부식성, 우수한 기계적 특성, 낮은 세균 침착률 등의 우수한 특성이 향상될 수 있는 지르코니아를 재료로 하는 임플란트 및 이의 제조 방법을 제공하는 것이다.

과제 해결 수단

- [17] 본 발명의 임플란트는 지르코니아를 포함하는 재료; 및 상기 재료 상에 코팅되는 생체활성글라스층;을 포함하며, 상기 생체활성글라스층은 생체활성글라스를 포함하며, 상기 생체활성글라스층의 표면에 거칠기가 형성된 것이다.
- [18] 본 발명의 일 예에 따른 임플란트는 상기 생체활성글라스층 상에 코팅되는 생체무기코팅층을 더 포함할 수 있으며, 상기 생체무기코팅층은 생체활성글라스 및 생체세라믹 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘을 포함할 수 있다. 즉, 상기 생체무기코팅층은 생체활성글라스를 포함할 수 있거나, 생체세라믹을 포함할 수 있거나, 생체활성글라스와 생체세라믹을 함께 포함할 수 있다.
- [19] 본 발명의 일 예에 있어서, 상기 생체활성글라스층의 표면은 0.5~5.0 μm 의 거칠기가 형성된 것일 수 있다.
- [20] 본 발명의 임플란트의 제조 방법은 a) 지르코니아를 포함하는 재료 상에 생체활성글라스를 코팅하여 생체활성글라스층을 형성하는 단계 및 b) 상기 생체활성글라스층 상에 표면 거칠기를 형성하는 단계를 포함한다.
- [21] 본 발명의 일 예에 따른 임플란트의 제조 방법은 c) 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 생체활성글라스 및 생체세라믹 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 포함하는 생체무기코팅층을 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

- [22] 본 발명의 일 예에 따른 임플란트의 제조 방법은 상기 a) 단계와 상기 b) 단계 사이에 생체활성글라스층을 제1소결하는 단계 및 상기 c) 단계 이후에 생체무기코팅층을 제2소결하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [23] 본 발명의 일 예에 있어서, 상기 제1소결은 1,200~1700°C에서 수행될 수 있다.
- [24] 본 발명의 일 예에 있어서, 상기 제2소결은 800~1,200°C에서 수행될 수 있다.
- [25] 본 발명의 일 예에 있어서, 상기 생체무기코팅층은 생체활성글라스를 포함할 수 있거나, 생체세라믹을 포함할 수 있거나, 생체활성글라스와 생체세라믹을 함께 포함할 수 있다.
- [26] 본 발명의 일 예에 있어서, 상기 b) 단계의 표면 거칠기는 0.5~5.0 μm 의 평균크기를 가지는 요철이 형성되는 것일 수 있다.
- [27] 본 발명에서 생체활성글라스는 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨, 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 포함할 수 있다. 또한 상기 생체활성글라스는 산화철, 오산화인, 산화붕소, 산화칼륨 및 산화스트론튬 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 더 포함할 수 있다.
- [28] 본 발명에서 생체세라믹은 수산화아파타이트($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA), 오산화인(P_2O_5), 제3인산칼슘($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TCP), 옥타인산칼슘($\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, OCP) 및 옥타인산칼슘($\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$, 4CP) 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [29] 본 발명의 임플란트는 지르코니아를 베이스 재료로서, 생체활성글라스, 생체세라믹 등의 코팅 처리, 표면 처리 등에 의해 생체 적합성이 저하되는 역효과를 방지할 수 있으며, 이에 따라 골 형성 촉진, 생체 적합성, 낮은 세균 침착률 등이 우수한 효과가 있다.
- [30] 또한 본 발명의 임플란트는 지르코니아 및 코팅층 간의 결합력이 보다 향상됨에 따라 내구성, 내부식성, 파절 저항성 등의 기계적 물성이 현저히 향상되는 효과가 있으며, 그럼에도 자연 치아와 동일한 색상이 구현되는 효과가 있다.
- [31] 따라서 본 발명의 임플란트는 다양한 의료분야에 적용이 가능하고 그 응용범위가 넓은 이점이 있다.
- [32] 여기에 명시적으로 언급되지 않은 효과라 하더라도, 본 발명의 기술적 특징에 의해 기대되는 이하의 명세서에서 기재된 효과 및 그 잠정적인 효과는 본 발명의 명세서에 기재된 것과 같이 취급됨을 첨언한다.

도면의 간단한 설명

- [33] 도 1 내지 도 4는 각각 제조예 1, 제조예 2, 실시예 1 및 실시예 2에 따른 경우의 세포 부착 정도를 주사전자현미경을 이용하여 관측한 결과를 나타낸 것이다.(세포 부착 이후 24 시간이 지난 시점에서 100 배율로 관측)

- [34] 도 5는 제2에 2에서의 생체활성글라스층의 열팽창계수를 측정하여 그 결과를 나타낸 것이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [35] 이하 첨부한 도면들을 참조하여 본 발명의 생체활성글라스를 포함하는 지르코니아 임플란트 및 이의 제조 방법을 상세히 설명한다.
- [36] 본 발명에 기재되어 있는 도면은 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 예로서 제공되는 것이다. 따라서 본 발명은 제시되는 도면들에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있으며, 상기 도면들은 본 발명의 사상을 명확히 하기 위해 과장되어 도시될 수 있다.
- [37] 또한 본 발명에서 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.
- [38] 또한 본 발명에서 특별한 언급 없이 불분명하게 사용된 %의 단위는 중량%를 의미한다.
- [39] 또한 본 발명에서 언급되는 “임플란트”는 인체에 이식(移植)되는 인공재료를 의미하는 것으로, 예컨대 인공 밸브, 인공 관절, 인공 치아, 안내 렌즈 등을 포함하는 인공재료로서 넓은 범위의 임플란트를 의미한다.
- [40]
- [41] 본 발명은 지르코니아를 포함하는 재료; 및 상기 재료 상에 코팅되는 생체활성글라스층;을 포함하며, 상기 생체활성글라스층의 표면에 거칠기가 형성된 임플란트에 관한 것이다. 또한 본 발명의 제2의 양태로, 상기 생체활성글라스층 상에 코팅되는 생체활성글라스 및/또는 생체세라믹을 포함하는 생체무기코팅층을 더 포함할 수 있다.
- [42] 특히 본 발명의 임플란트는 지르코니아 재료 상에 한층 또는 다층 구조의 코팅층이 형성되고, 각 코팅층 중 하나 이상의 코팅층에 표면 거칠기까지 형성됨에 따라 기계적 물성 및 생체 적합성 특성이 매우 우수하다. 뿐만 아니라 본 발명의 임플란트의 제조 방법으로 임플란트를 제조할 경우, 표면 거칠기 형성 과정에서 코팅층의 박리 등으로 인한 기계적 물성 저하, 생체 적합성 저하 등의 다양한 부작용을 방지할 수 있다.
- [43] 일반적으로, 지르코니아는 염증 반응이나 알레르기를 유발하지 않아 생체 적합성이 우수한 것으로 알려져 있음에도, 상기 부작용 등 때문에 그 응용 범위는 넓지 않으며, 지르코니아 자체의 특성에 기인하여 다른 금속과 같은 코팅 처리, 표면 처리가 수월하지 않은 종래의 한계가 있다.
- [44] 하지만 본 발명자는 임플란트 제조 방법의 각 단계의 구성, 순서 등을 다각도로 연구한 결과, 본 발명은 지르코니아에 한층 또는 다층 구조의 코팅층이 형성됨에도 우수한 표면 거칠기를 가지며, 그럼에도 높은 생체 적합성을 가지는

임플란트 및 이의 제조 방법을 제공한다.

[45]

[46] 본 발명의 임플란트의 제조 방법은 a) 지르코니아를 포함하는 재료 상에 생체활성글라스를 코팅하여 생체활성글라스층을 형성하는 단계 및 b) 상기 생체활성글라스층 상에 표면 거칠기를 형성하는 단계를 포함한다. 또한 상기 제조 방법은 b) 단계 이후 c) 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 생체활성글라스 및 생체세라믹 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘을 포함하는 생체무기코팅층을 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[47] 상기 a) 단계는 이후의 b) 단계의 표면 거칠기 형성을 위한 필수 과정인 동시에 생체활성글라스의 특성을 부가하는 과정이다. 지르코니아 재료에 표면 거칠기를 직접 형성할 경우, 표면 거칠기 형성 과정에서 지르코니아에 강한 응력 및 열이 가해져 강도 등의 내구성 저하를 초래할 수 있다. 따라서 지르코니아 재료는 b) 단계의 표면 거칠기 형성 과정 전에 a) 단계의 생체활성글라스층 형성 과정이 먼저 선행되어야 한다.

[48] 상기 a) 단계의 재료는 지르코니아(산화지르코늄)를 포함하는 임플란트용 소재를 의미하고, 코팅층이 형성되는 기재를 의미하며, 지르코니아 또는 이종원소를 함유하는 지르코니아계 금속일 수 있다. 상기 재료의 두께, 중량, 밀도, 모양 등의 구체적 특성은 임플란트의 사용 대상 위치에 따라 요구 목적에 맞게 적절히 가공, 조절될 수 있으므로 제한되지 않는다. 구체적인 일 예로, 상기 재료는 다음과 같은 방법으로 제조될 수 있다. 지르코니아 분말을 성형용 프레스에 투입하고, 가압성형하여 임플란트용 지르코니아 기재를 제조할 수 있다. 이때 가해지는 압력은 요구 성형 밀도에 따라 적절히 조절될 수 있으며, 예컨대 50~300 MPa일 수 있다. 하지만 이는 일 예일 뿐, 본 발명이 이에 제한되지 않으며, 공지된 다양한 문헌을 통해 제조될 수 있다.

[49] 본 발명의 일 예에 따른 임플란트의 제조 방법은 a) 단계 이전에, 지르코니아를 포함하는 재료를 예비소결하는 단계를 더 포함할 수 있다. 예비소결하는 단계를 더 포함할 경우, 지르코니아 재료의 내구성이 향상됨에 따라 a) 단계의 생체활성글라스 코팅 과정, b) 단계의 표면 거칠기 형성 과정, c) 단계의 생체무기코팅층 형성 과정 등의 다단계 공정이 수행됨에 따른 지르코니아 재료의 기계적 물성 저하를 더욱 방지할 수 있다. 또한 지르코니아 재료와 각 층간의 계면간 밀착성, 치밀성, 결합력 등이 향상되어 임플란트의 전체 기계적 물성이 향상되는 효과가 있다. 상기 예비소결하는 단계의 소결 온도는 상술한 효과가 구현될 수 있을 정도라면 제한되지 않으며, 예컨대 800~1,700°C, 바람직하게는 1,000~1,700°C인 것이 상기 효과를 극대화할 수 있는 측면에서 좋다.

[50] 상기 생체활성글라스는 생체 적합성을 더 향상시키고, 이후 b) 단계의 표면 거칠기 형성 과정에서 코팅층의 박리 등으로 인한 임플란트의 기계적 물성 저하, 생체 적합성 저하 등의 다양한 부작용의 발생을 억제하기 위해 사용된다.

- [51] 상기 생체활성글라스는 생체 적합성이 우수한 글라스계 화합물일 수 있으며, 구체적으로, 산화규소(SiO_2), 산화알루미늄(Al_2O_3), 산화나트륨(Na_2O), 산화마그네슘(MgO), 산화바륨(BaO), 산화칼슘(CaO), 산화티타늄(TiO_2) 및 산화니오븀(Nb_2O_5) 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 성분을 포함할 수 있다. 이러한 생체활성글라스가 지르코니아 재료 상에 코팅되거나, 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 코팅됨으로써, 생체 적합성 특성의 향상은 물론, 심미적 특성, 내화학성 특성과 함께 파절 저항성, 강도, 내마모성 등의 기계적 물성이 보다 향상될 수 있다.
- [52] 바람직한 일 예로, 상기 생체활성글라스는 산화규소, 산화알루미늄 및 산화나트륨을 포함할 수 있다. 구체적으로, 상기 생체활성글라스는 산화규소 50~80 중량%, 산화알루미늄 5~40 중량% 및 산화나트륨 2~30 중량%를 포함할 수 있다. 이를 만족할 경우, 생체 적합성 특성의 향상은 물론, 투명성, 광택 등의 심미적 특성, 내마모성, 내충격성, 내구성 등의 기계적 물성, 화학적 안정성 등이 보다 향상될 수 있다. 또한 글라스의 밀도가 보다 감소되고, 유리전이온도, 연화온도, 점도 등의 특성이 향상됨에 따라, 지르코니아 표면에 생체활성글라스층이 보다 견고히 밀착 형성될 수 있으며, 지르코니아 재료와 생체활성글라스층의 열팽창율의 차이를 보다 감소시킬 수 있다.
- [53] 보다 바람직한 일 예로, 상기 생체활성 글라스는 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨, 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀을 포함할 수 있다. 구체적으로, 산화규소 60~75 중량%, 산화알루미늄 8~18 중량%, 산화나트륨 4~10 중량%, 산화마그네슘 0.1~5 중량%, 산화바륨 0.1~5 중량%, 산화칼슘 0.1~5 중량%, 산화티타늄 0.1~5 중량% 및 산화니오븀 0.1~5 중량%를 포함할 수 있다. 이를 만족할 경우, 재료 상에 다수의 코팅층을 형성하고 그 과정 사이에 거칠기까지 형성됨에도, 각 층간의 결합력이 극대화되어 제조되는 임플란트의 내마모성, 내마찰성, 내구성 등의 기계적 물성과 내화학성, 내수성 등의 화학적 물성이 현저히 향상될 수 있다. 또한 생체조직과 매우 유사한 색을 갖도록 보다 넓은 범위의 가시광선 파장을 반사하도록 조절할 수 있다. 이는 생체활성글라스의 제조 과정에서 글라스의 결정화가 우수한 것에 기인할 수 있으며, 각 단계에서 지르코니아의 과도한 상변화에 따른 기계적 물성 저하 등의 부작용 발생을 최소화할 수 있다.
- [54] 상기 생체활성글라스는 산화철, 오산화인, 산화붕소, 산화칼륨 및 산화스트론튬 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 추가 성분을 더 포함할 수 있다. 이를 만족하는 경우, 투명성이 보다 향상될 수 있고, 글라스 결정화를 향상시켜 강도 등의 기계적 물성이 보다 향상될 수 있으며, 지르코니아 재료의 열팽창율에 보다 근접할 수 있다. 또한 제조 과정에서 생체활성글라스의 용해도가 증가되고 연화온도가 감소하여 용융성이 향상됨으로써, 생체 적합성이 보다 향상될 수 있는 효과가 있다. 또한 제조 과정에서 생체활성글라스가 적당한 휘도를 가질 수 있어 글라스의 파절을 방지하여

물리적 충격에 보다 강한 임플란트를 제조할 수 있는 효과가 있다. 뿐만 아니라 산화철 등의 성분 및 이의 함량을 조절함으로써 임플란트의 색상을 보다 자유롭게 조절할 수 있다. 상기 생체활성글라스가 상기 추가 성분을 더 포함할 경우에, 생체활성글라스 전체 중량에 대하여 상기 추가 성분 0.01~5 중량%, 구체적으로 0.1~3 중량%, 보다 구체적으로 0.1~1 중량%를 더 포함할 수 있다. 이를 만족하는 경우, 상기 효과들이 보다 향상될 수 있다.

- [55] 상기 생체활성글라스의 열팽창계수는 크게 제한되는 것은 아니며, 지르코니아 재료의 열팽창계수가 유사할수록 바람직하다. 구체적이며 바람직한 일 예로, 생체활성글라스의 열팽창계수가 $6.5\sim 12.5\times 10^{-6}$ 일 경우, a) 단계 및 후술하는 제1소결 단계에서 지르코니아와의 강한 접착성을 제공할 수 있으며, 굴절-유도 손상에 좋은 저항성을 보일 수 있다.
- [56] 상기 생체활성글라스의 상술한 조성 및 조성비는 a) 단계의 생체활성글라스 및 c) 단계의 생체활성글라스에 각각 독립적으로 적용될 수 있다.
- [57] 상기 생체활성글라스는 상기 각 성분들이 입자상으로 포함될 수 있으며, 예컨대 각 성분들을 볼 밀링 공정으로 분쇄하여 생체활성글라스를 제조할 수 있다. 구체적으로, 생체활성글라스의 평균입경은 코팅될 수 있을 정도라면 무방하며, 예컨대 평균입경이 $0.1\sim 50\ \mu\text{m}$ 인 것일 수 있다. 바람직하게는 평균입경이 $0.5\sim 5\ \mu\text{m}$ 이고, 입도 범위가 $0.1\sim 10\ \mu\text{m}$ 인 것일 수 있다. 이때 각 성분들이 물 또는 알코올 등과 같은 용매와 함께 습식 혼합 및 분쇄되어 생체활성글라스가 제조될 수 있다. 습식 혼합 및 분쇄된 분말 슬러리는 예컨대 $60\sim 120^\circ\text{C}$ 에서 0.5~12 시간 동안 건조될 수 있다. 이후, 상기 분말 슬러리는 $1,200\sim 17,00^\circ\text{C}$ 에서 소성되어 용융물 상태로 상변환되며, 상기 용융물을 프릿(Frit)화되어 글라스(Galss)화되도록 급냉(Quenching)시켜 생체활성글라스를 제조할 수 있다.
- [58] 상기 a) 단계의 코팅 방법은 크게 제한되지 않으며, 딥 코팅(Dip coating), 에어로졸 데포지션(Aerosol deposition, AD), 스핀 코팅(Spin coating), 닥터 블레이드(Doctor blade), 건식 디핑(Dry dipping), 수열(Hydro thermal) 반응, 졸겔(Sol-gel)법, 스프레이법(Spray) 또는 이온빔 증착법(Ion beam deposition) 등이 예시될 수 있다. 딥 코팅의 구체적인 일 예로, 물 등의 용매와 생체활성글라스를 혼합한 혼합물에 지르코니아 재료를 침지하여 지르코니아 표면에 생체활성글라스층을 형성할 수 있다. 이때 생체활성글라스와 용매의 혼합비는 생체활성글라스가 침지에 의해 지르코니아 재료 상에 코팅될 수 있을 정도면 무방하며, 예컨대 생체활성글라스 1 중량부에 대하여 용매 1~500 중량부일 수 있다. 하지만 이외에 다양한 방법으로 지르코니아 재료 상에 생체활성글라스층을 형성할 수 있으므로, 이에 본 발명이 제한되는 것은 아니다.
- [59] 이렇게 상기 a) 단계에서 지르코니아 재료 상에 코팅된 생체활성글라스층의 평균두께는 상술한 효과가 구현될 정도라면 크게 제한되지 않으며, 예컨대 $5\sim 120\ \mu\text{m}$ 일 수 있다.

- [60] 상기 a) 단계에서 지르코니아 재료 상에 생체활성글라스층을 형성한 이후에 제1소결하는 단계가 더 수행될 수 있다. 즉, 본 발명의 임플란트의 제조 방법은 a) 단계와 b) 단계 사이에 생체활성글라스층을 제1소결하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 a) 단계 이후 소결하는 단계까지 수행됨으로써, 지르코니아 재료 상에 생체활성글라스층이 기계적 물성 및 계면간 결합력(밀착성, 치밀성 등)이 현저히 향상된다. 따라서 생체활성글라스층에 의해 생체 적합성이 더 향상되고, 이후 b) 단계의 표면 거칠기 형성 과정을 거침으로써, 코팅층의 박리 등으로 인한 기계적 물성 저하, 생체 적합성 저하 등의 다양한 부작용의 발생을 억제할 수 있는 효과가 있다. 상기 소결 온도는 상술한 효과가 구현될 수 있을 정도라면 제한되지 않으며, 예컨대 700~1,700°C, 구체적으로 1,200~1,700°C인 것이 상기 효과를 극대화할 수 있는 측면에서 좋다.
- [61] 상술한 바와 같이, 지르코니아 재료 상에 생체활성글라스를 코팅함으로써, 지르코니아 재료의 기계적 물성 저하 없이 이후 b) 단계의 표면 거칠기 형성을 가능하게 한다. 예컨대 지르코니아 재료 상에 먼저 표면 거칠기를 형성할 경우, 지르코니아 재료에 직접적으로 물리적/화학적 충격 또는 열충격이 가해짐에 따라 지르코니아 재료의 기계적 물성 저하를 가져온다.
- [62] 상기 b) 단계는 a) 단계에서 재료 상에 코팅된 생체활성글라스층 상에 표면 거칠기를 형성하는 과정이다. 표면 거칠기 형성 방법은 재료 표면에 요철을 형성시킬 수 있는 방법, 예컨대 기계적 식각 방법, 화학적 식각 방법 등이 있으며, 다양한 방법들을 혼용할 수 있으나, 높은 굴곡강도를 가지는 임플란트의 제조를 위한 측면에서 기계적 식각 방법이 바람직하다. 하지만 이는 바람직한 일 예일 뿐, 본 발명이 이에 제한되지 않음은 물론이다.
- [63] 바람직한 일 예로, 기계적 식각 방법으로 샌드블라스팅 등의 방법이 예시될 수 있다. 샌드블라스팅은 알루미늄 등의 금속 입자 또는 모래 입자를 재료 표면에 강한 압력으로 분사시킴으로써 재료 표면에 거칠기를 형성하는 방법이다. 이러한 방법은 본 기술분야에서 널리 공지되어 있으므로, 다양한 선행문헌을 참고하여 사용할 수 있다. 구체적인 일 예로, 작은 평균입경의 입자를 사용할 경우, 상변이에 의한 강화를 유도할 수 있으나, 큰 평균입경의 입자를 사용할 경우, 흠집이 커져 강도가 지나치게 저하될 수 있다. 따라서 샌드블라스팅에 사용되는 입자의 평균입경은 75~250 μm 인 것이 바람직하다. 또한 분사 압력의 세기에 의해서도 다양한 변수가 유발될 수 있으므로, 바람직하게는 0.1~6 MPa일 수 있다. 분사 시간은 형성되는 거칠기 정도에 따라 적당히 조절할 수 있으며, 예컨대 15~45 초일 수 있다. 하지만 상술한 값의 범위는 바람직한 일 예로서 설명된 것이므로, 이에 본 발명이 제한되지 않음은 물론이다.
- [64] 화학적 식각 방법의 예로는 재료 표면에 산용액을 접촉시켜 요철을 형성하는 방법을 들 수 있다. 구체적으로, 불산(Hydrofluoric acid, HF) 등을 포함하는 산용액에 상기 재료를 접촉시켜 재료의 표면을 에칭시켜, 재료 표면에 산 부식에 의한 요철을 형성시킬 수 있다. 불산 수용액을 사용하는 경우, 10~20%의 불산을

포함하는 수용액이 사용될 수 있다. 접촉 시간은 요구되는 평균크기의 요철이 형성될 수 있을 정도로 조절될 수 있으므로 제한되지 않으나, 예컨대 10~60 분일 수 있다. 접촉 온도는 재료에 열충격이 가해질 정도가 아닌 수준이면 무방하며, 예컨대 30~90°C일 수 있다. 하지만 이는 바람직한 일 예로서 설명한 것일 뿐, 이에 본 발명이 제한되는 것은 아니다.

- [65] 이 외에도 플라즈마법을 이용하여 표면 거칠기를 형성할 수 있다. 구체적인 일 예로, 플라즈마법을 이용한 표면 거칠기형성 방법은 RF 전력으로 플라즈마 밀도를 제어하고, 하부 전력으로 이온 에너지를 제어하여 식각함으로써 높은 균일도의 표면 거칠기를 형성할 수 있다. 이때 플라즈마 식각속도, 선택도, 균일한 반응성은 반응기체의 종류, 반응기 형태, 공정조건 등의 다양한 변수에 의해 영향을 받을 수 있으며, 공지된 비특허문헌 [1](Valverde, Guilherme B., et al. "Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment." *Journal of dentistry* 41.1 (2013): 51-59.), [2](dos Santos, Daniela Micheline, et al. "Aging effect of atmospheric air on lithium disilicate ceramic after nonthermal plasma treatment." *The Journal of prosthetic dentistry* 115.6 (2016): 780-787.)들을 참고할 수 있다.

- [66] 상기 b) 단계의 표면 거칠기는 0.5~5.0 μm , 바람직하게는 1.0~2.0 μm 의 평균크기를 가지는 요철이 형성되는 것일 수 있다. 위 범위의 표면 거칠기가 형성될 경우, 강도가 지나치게 저하되는 문제를 방지할 수 있다. 또한 이후, 소결, 생체무기코팅층 등을 형성하는 과정이 더 수행되에도 유효 표면 거칠기를 유지할 수 있어, 임플란트의 뼈에 대한 부착성 향상을 도모할 수 있다.

- [67] 상술한 바와 같이, 본 발명의 임플란트는 생체활성글라스층을 형성하는 a) 단계 및 표면 거칠기를 형성하는 b) 단계를 포함하여 제조됨에 따라 생체 적합성이 우수하지만, a) 단계에서 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아 재료는 코팅층이 형성되지 않은 순수 지르코니아 재료와 비교하여 상대적으로 생체 적합성이 낮을 수 있다. 그러나 이후 c) 단계의 생체무기코팅층을 더 코팅함으로써, 생체 친화성과 골형성 촉진 등의 생체 적합성을 현저히 증가시킬 수 있다. 또한 파절 저항성이 현저히 증가되며, 이에 따라 이후 필요에 따라 표면 거칠기를 형성하는 과정이 재차 수행될 수 있음에도 내구성 등의 기계적 물성의 저하 없이 표면 거칠기를 더 형성할 수 있는 효과가 있다.

- [68] 상기 c) 단계는 b) 단계의 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 생체활성글라스 및 생체세라믹 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘을 포함하는 생체무기코팅층을 형성하는 과정이다. 이때 상기 생체활성글라스는 앞서 서술한 a) 단계의 생체활성글라스로서 설명한 바와 같다.

- [69] 본 발명에서 생체세라믹은 생체 적합한 무기 화합물을 의미하며, 구체적으로, 수산화아파타이트($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA), 오산화인(P_2O_5), 제3인산칼슘($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TCP), 옥타인산칼슘($\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, OCP) 및 옥타인산칼슘($\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$, 4CP) 등에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 성분을 포함하는 것일 수 있다.

- [70] 특히 상기 c) 단계에서 생체무기코팅층이 생체세라믹을 포함할 경우, 상기 a) 단계에 의한 생체 적합성 저하 현상을 방지할 수 있다. 또한 생체 적합성, 낮은 세균 침착률 등의 특성이 향상됨에도, 파절 저항성 등의 기계적 특성 또한 향상될 수 있다. 구체적으로, 상기 b) 단계에서 지르코니아 재료에 인가되는 물리적, 화학적 힘이 강하게 작용됨에 따라 지르코니아의 구조 안정성, 강도 등의 기계적 특성의 저하되는 부작용이 발생하더라도 c) 단계에서 생체무기코팅층이 생체세라믹을 포함할 경우, 상기 부작용 발생을 억제할 수 있다. 따라서 a) 단계, b) 단계에서 손실되는 특성을 최소화함으로써, 전반적인 특성 모두를 향상시킬 수 있는 효과가 있다.
- [71] 뿐만 아니라, 요철이 형성된 이후에 생체세라믹을 포함하는 생체무기코팅층이 형성됨에도, 미세한 구조적 요철(점, 전위, 입계, 크랙, 접합, 주름 등의 형상)이 코팅층에 의해 덮이거나 막히는 현상 없이 실질적으로 유지되는 현저한 효과가 있다. 따라서 생체 적합성 특성이 향상되는 것은 물론, 표면 거칠기가 유지되어 뼈 조직 등과의 고정력, 결합력 특성 또한 우수한 효과가 있다.
- [72] 바람직한 일 예로, 상기 생체무기코팅층은 생체활성글라스 및 생체세라믹을 포함할 수 있으며, 구체적으로, 생체활성글라스 1 중량부에 대하여 생체세라믹 5~300 중량부, 구체적으로 5~100 중량부, 보다 구체적으로 5~30 중량부, 보다 더욱 구체적으로 5~15 중량부를 포함할 수 있다. 이를 만족할 경우, 생체활성글라스에 의한 상술한 효과들이 향상될 수 있다. 생체세라믹과 생체활성글라스를 포함하는 생체무기코팅층일 경우, 생체활성글라스를 포함하지 않는 생체무기코팅층과 비교하여 층간 결합력과 생체적합성이 보다 향상될 수 있다. 또한 생체활성글라스에 의한 색 표현이 보다 향상됨에 따라 심미적 특성이 더욱 우수할 수 있다.
- [73] 상기 생체무기코팅층의 평균두께는 상술한 효과들이 구현될 수 있을 정도라면 제한되지 않으며, 예컨대 0.05~120 μm 일 수 있다. 이를 만족하는 경우, b) 단계에서 형성된 표면 거칠기가 생체무기코팅층의 코팅에 의해 감소되는 문제를 방지할 수 있고, 층의 두께가 너무 얇아 상기 효과들이 미미하거나 층 자체가 쉽게 깨져 손실되는 내구성 저하 문제를 최소화할 수 있다. 하지만 이는 바람직한 일 예로서 설명된 것일 뿐, 본 발명이 이에 제한되는 것은 아니다.
- [74] 상기 c) 단계의 코팅 방법은 딥 코팅(Dip coating), 에어로졸 대포지션(Aerosol deposition, AD), 스핀 코팅(Spin coating), 닥터 블레이드(Doctor blade), 건식 디핑(Dry dipping), 수열(Hydro thermal) 반응, 졸겔(Sol-gel)법, 스프레이법(Spray) 또는 이온빔 증착법(Ion beam deposition) 등이 예시될 수 있다. 바람직하게는 공정효율이 우수한 측면에서 딥 코팅이 좋다. 하지만 이는 바람직한 일 예일 뿐, 본 발명이 이에 제한되는 것은 아니며, 공지된 다양한 코팅 방법으로 층을 형성할 수 있다.
- [75] 상기 c) 단계에서 생체활성글라스 및/또는 생체세라믹을 포함하는 생체무기코팅층을 b) 단계의 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에

형성할 경우, 상기 c) 단계로 생체활성글라스 입자 및/또는 생체세라믹 입자를 용매에 분산시킨 혼합물을 상기 생체활성글라스층 상에 코팅하는 방법이 예시될 수 있다. 이때 상기 용매는 지르코니아 재료, 생체활성글라스, 생체세라믹 등과 반응하지 않는 용매라면 무방하며, pH가 중성인 용매, 예컨대 물, 에탄올 등이 예시될 수 있다. 용매의 사용 함량은 생체활성글라스, 생체세라믹이 상기 생체세라믹층상에 코팅될 수 있을 정도면 무방하며, 예컨대 생체활성글라스 또는 생체세라믹 1 중량부에 대하여 용매 1~500 중량부일 수 있다.

[76] 상기 생체활성글라스 또는 상기 생체세라믹의 평균입경 및 입도 범위는 코팅될 수 있을 정도라면 무방하며, 예컨대 평균입경이 0.1~50 μm 인 것일 수 있다. 바람직하게는 평균입경이 0.5~5 μm 이고, 입도 범위가 0.1~10 μm 인 것일 수 있다. 이를 만족할 경우, 생체활성글라스 및/또는 생체세라믹을 포함하는 생체무기코팅층이 지르코니아 재료와의 밀착력, 결합력 및 내구성이 향상될 수 있다.

[77] 상기 c) 단계 이후에 생체무기코팅층을 제2소결하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이렇게 c) 단계 이후 소결하는 단계까지 수행됨으로써, 생체무기코팅층이 생체활성글라스층 상에 밀착 및 결합되며 층의 기계적 물성이 향상된다. 이와 함께 지르코니아 재료, 생체활성글라스층도 재차 소결되므로, 임플란트의 구조 안정성 및 기계적 강도가 보다 향상되는 효과가 있다. 상기 소결 온도는 상술한 효과가 구현될 수 있을 정도면 무방하며, 예컨대 500~1,200°C, 구체적으로 800~1,200°C인 것이 상기 효과를 극대화할 수 있는 측면에서 바람직하다.

[78] 본 발명의 일 예에 따른 임플란트의 제조 방법은 경우에 따라 상기 c) 단계 이후에 생체무기코팅층 상에 표면 거칠기를 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다. c) 단계까지 거친 임플란트는 기계적 물성이 매우 우수함에 따라 표면 거칠기를 더 형성할 수 있다. 생체무기코팅층이 형성됨에 따라 표면 거칠기가 감소될 여지가 있을 수 있으나, 표면 거칠기를 형성하는 단계를 더 거칠 수 있음에 따라 임플란트의 내구성, 강도 등의 기계적 물성의 저하 없이도 인체(뼈)와의 결합력을 더욱 향상시킬 수 있다.

[79] 상술한 바와 같이, 본 발명의 임플란트는 지르코니아를 포함하는 재료; 및 상기 재료 상에 코팅되는 생체활성글라스층;을 포함하며, 상기 생체활성글라스층의 표면에 거칠기가 형성된 것이다. 또한 본 발명의 임플란트는 상기 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 코팅되는 생체무기코팅층을 더 포함할 수 있다. 또한 상기 생체활성글라스층의 표면은 0.5~5.0 μm 의 거칠기가 형성된 것일 수 있다. 상기 생체무기코팅층은 생체세라믹 및 생체활성글라스 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘을 포함할 수 있다. 이때 상기 생체세라믹 및 상기 생체활성글라스는 상기 임플란트의 제조 방법에서 서술한 것과 같다.

[80]

[81] 이하 본 발명을 제조예, 실시예를 통해 상세히 설명하나, 이들은 본 발명을 보다

상세하게 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 권리범위가 하기의 실시예에 의해 한정되는 것은 아니다.

[82]

[83] [제조예 1]

[84] 직경이 19 mm이고 높이가 1.4 mm인 디스크 형태의 지르코니아(ZrO_2) 기재를 소성로를 이용하여 1,040°C에서 예비소결하였다. 예비소결된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 0.025 μm 이었고, 경도는 12.34 GPa이었으며, 굴곡강도는 425 MPa이었다. 또한 상기 예비소결된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.

[85] [제조예 2]

[86] 제조예 1의 예비소결된 지르코니아 표면에 하기와 같은 방법으로 생체활성글라스층을 형성하고 제1소결하였다.

[87] 구체적으로, SiO_2 분말 70 중량%, Al_2O_3 분말 20 중량% 및 Na_2O 분말 10 중량%를 50 분 동안 500 rpm으로 볼 밀링하여 혼합하고 분쇄한 후에, 소성로를 이용하여 1,450°C에서 용융(Melting)시켰다. 용융 후 냉각수를 이용하여 급냉(Water quenching)시켜 글라스 결정화 과정을 거쳤다. 결정화된 글라스를 충분히 건조시킨 후, 50 분 동안 500 rpm으로 평균입경이 1.5 μm 인 입자가 되도록 볼 밀링하여 SiO_2 - Al_2O_3 - Na_2O 계 생체활성글라스 분말을 제조하였다.

[88] 그리고 상기 생체활성글라스 분말과 생체활성글라스 분말 1 중량부에 대하여 증류수 100 중량부를 혼합한 혼합액에 제조예 1의 예비소결된 지르코니아를 침지하였다. 이어서 생체활성글라스 분말이 도포된 지르코니아를 소성로를 이용하여 1,450°C에서 제1소결하여 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아를 제조하였다.

[89] 상기 생체활성글라스층의 열팽창계수는 도 5에서와 같이 $10.12 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ 정도이었으며, 이는 지르코니아의 열팽창 계수인 $10.65 \times 10^{-6}/^{\circ}C$ 와 매우 근접한 것임을 알 수 있다.

[90] 상기 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 0.55 μm 이었고, 경도는 6.23 GPa이었으며, 굴곡강도는 850 MPa이었다. 또한 상기 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.

[91] [실시예 1]

[92] 제조예 2의 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아의 생체활성글라스층 표면에 샌드블라스팅 방법을 이용하여 표면 거칠기를 형성하였다.

[93] 구체적으로, 제조예 2의 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아의 생체활성글라스층 표면에, 평균입경이 90 μm 인 알루미나 입자를 3.5 MPa의 압력으로 30 초 동안 분사시켜, 상기 표면에 거칠기를 형성시켰다. 이때 알루미나 입자가 분사되는 노즐의 끝 부분과 상기 생체활성글라스층 표면과의 직선상 거리가 10 mm가 되도록 하였으며,

- [94] 상기 거칠기가 형성된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 $1.25\ \mu\text{m}$ 이었고, 경도는 $10.60\ \text{GPa}$ 이었으며, 굴곡강도는 $650\ \text{MPa}$ 이었다. 또한 상기 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.
- [95] [실시예 2]
- [96] 제조예 2의 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아의 생체활성글라스층 표면에 산 식각 방법을 이용하여 표면 거칠기를 형성하였다.
- [97] 구체적으로, 15 중량%의 불산(HF) 수용액에 제조예 2의 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아를 55°C 에서 30 분 동안 침지하여 상기 지르코니아의 표면을 에칭하여 상기 표면에 거칠기를 형성하였다.
- [98] 상기 거칠기가 형성된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 $1.35\ \mu\text{m}$ 이었고, 경도는 $12.00\ \text{GPa}$ 이었으며, 굴곡강도는 $600\ \text{MPa}$ 이었다. 또한 상기 생체활성글라스층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.
- [99] [실시예 3]
- [100] 실시예 1의 거칠기가 형성된 지르코니아 표면(생체활성글라스층 표면)에 침지법을 이용하여 수산화아파타이트 및 생체활성글라스를 포함하는 생체무기코팅층을 형성하고 제2소결하였다.
- [101] 구체적으로, 평균입경이 $2\ \mu\text{m}$ 이고 입도 범위가 $0.1\sim 10\ \mu\text{m}$ 인 수산화아파타이트 분말과 제조예 2의 $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-Na}_2\text{O}$ 계 생체활성글라스 분말이 15:1 중량비로 혼합된 혼합 분말과, 상기 혼합 분말 1 중량부에 대하여 증류수 100 중량부가 혼합된 혼합액에 실시예 1의 거칠기가 형성된 지르코니아를 침지하여 상기 지르코니아의 생체활성글라스층 표면에 생체무기코팅층을 형성한 후, $1,000^\circ\text{C}$ 에서 제2소결하여 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아를 제조하였다.
- [102] 상기 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 $2.89\ \mu\text{m}$ 이었고, 굴곡강도는 $627\ \text{MPa}$ 이었다. 그리고 상기 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.
- [103] [실시예 4]
- [104] 실시예 1의 거칠기가 형성된 지르코니아 대신 실시예 2의 거칠기가 형성된 지르코니아를 사용한 것을 제외하고, 실시예 3과 동일하게 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아를 제조하였다.
- [105] 상기 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아의 평균 표면 거칠기는 $2.46\ \mu\text{m}$ 이었고, 굴곡강도는 $405\ \text{MPa}$ 이었다. 그리고 상기 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.
- [106] [비교예 1]
- [107] 실시예 1의 거칠기가 형성된 지르코니아 대신 제조예 1의 예비소결된

지르코니아를 사용한 것을 제외하고, 실시예 3과 동일하게 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아를 제조하였다.

- [108] 그리고 상기 생체무기코팅층이 형성된 지르코니아에 대해 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트하였으며, 그 결과는 하기 표 1에 도시되어 있다.
- [109] 본 발명에서 언급하는 굴곡강도는 압력이 가해졌을 때 재료가 버틸 수 있는 강도를 의미하는 것으로, 제조예, 비교예 및 실시예에서의 굴곡강도는 국제규격 ISO 6872에 따라 측정된 것이다.
- [110] 상기 세포독성시험은 각 제조예, 비교예 또는 실시예에서 제조된 것을 시편으로 하여 다음과 같은 방법으로 측정되었다. 24 well plate에 각 군당 3 개의 시편을 넣은 후, 시편이 들어 있는 well에 조골모세포 MC3T3-E1(ATCC Catalog No. CRL-2593)를 5×10^5 cells/cm² 밀도로 분주한 다음, 배양액 1 μ l를 넣고, 37°C, 5% 이산화탄소 배양기 내에서 24 시간 배양하였다. 24 시간 세포 배양한 후 EZ-Cytox(Itsbio, Korea)를 이용하여 1 well 당 20 μ l씩 정량하였다. 이어 세포를 37°C, 5% 이산화탄소 배양기 내에서 1 시간 동안 반응시킨 후 96 well plate에 100 μ l씩 분주하여 기포를 없앤 후 흡광도 측정기(Microplate (ELISA) reader: ELx 800UV[®], Bio-Tek Instrument, Inc, USA)를 이용하여 450 nm에서 각 well의 흡광도를 측정하였다. 대조과장은 630 nm로 하였다. 세포 배양 후, 주사전자현미경 사진 촬영을 위해 시편들을 고정한 다음 PBS로 10분씩 2 회 세척하였다. 그다음 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% 에탄올에서 각각 15 분 간격으로, 100% 에탄올에서는 10 분 간격으로 3 회에 걸쳐 탈수를 시행하였다. 이어 37°C, 5% 이산화탄소 배양기 내에서 시편을 건조하고 ion sputter (EX-200[®], Hitachi horiba, Japan)를 이용하여 1 분간 백금 코팅한 후 전자주사현미경 (S-4700[®], Hitachi horiba, Japan)을 이용하여 시편표면의 세포부착 정도 및 형태변화를 관찰하였다.
- [111]
- [112] 제조예 2, 실시예 1 및 실시예 2에서와 같이, 지르코니아 표면에 형성된 생체활성글라스층에 표면 거칠기를 형성할 경우, 굴곡강도가 현저히 증가하였다.
- [113] 특히 표면 거칠기가 형성된 후에 생체무기코팅층이 더 형성된 실시예 3의 경우는 실시예 1과 비교하여 굴곡강도가 증가하였으나, 실시예 4의 경우는 실시예 2와 비교하여 굴곡강도가 오히려 감소하였다. 따라서 보다 우수한 굴곡강도를 가지는 임플란트의 제조를 위한 측면에서 산 식각 방법보다는 샌드블라스팅 방법으로 표면 거칠기를 형성하는 것이 바람직함을 알 수 있다.
- [114] 제조예 1, 제조예 2, 실시예 1 내지 실시예 4의 경우의 파괴인성을 평가하기 위해, 각 표면에 압입(Indentation)을 준 후에 그 표면 형상을 관찰하였다. 그 결과, 아무 코팅되지 않은 제조예 1 및 제조예 2의 경우는 표면에 크랙이 발생하였으나, 실시예 1 내지 실시예 4의 경우는 표면에 크랙 발생하지 않았다.

특히 실시예 3 및 실시예 4의 경우는 실시예 1 및 실시예 2와 비교하여 표면 요철이 그대로 나타나는 것을 확인하였다. 이는 지르코니아 재료와 각 층의 밀착력 및 결합력 특성 향상됨에 따른 것으로 판단된다. 따라서 다층 구조로 코팅된 복합 임플란트임에도 우수한 구조 안정성을 가지는 것을 알 수 있다. 즉, 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층에 생체무기코팅층이 더 형성됨에도 표면 거칠기가 유지되며, 그럼에도 높은 파절 저항성을 유지하여 구조 안정성이 확보되는 것을 알 수 있다.

[115] 구체적으로, 표면 거칠기가 형성된 이후에 생체무기코팅층이 형성됨에도 생체무기코팅층 위로 요철이 나타나지 않는 현상 없이 표면 거칠기가 유지되는 것은, 요철이 다양한 구조를 가짐에 따라 생체무기코팅층이 그 위에 형성됨에도 요철 형상이 유지되는 것에 기인하는 것으로 판단된다. 이러한 결과는 생체활성글라스층 표면에 요철이 도입됨에 따라, 점, 전위, 입계, 크랙, 접합, 주름 등의 다양한 구조적 미세 요철이 도입되는 것에 기인하는 것으로 판단된다.

[116] 또한 높은 표면 거칠기가 형성됨으로써, 이에 의해 세포 부착 특성도 향상됨을 확인하였다. 도 1, 도 2, 도 3 및 도 4는 각각 순서대로 제조예 1, 제조예 2, 실시예 1 및 실시예 2에 따른 경우의 세포 부착 정도를 주사전자현미경을 이용하여 관측한 세포부착시험 결과를 나타낸 것이다. 구체적으로, 상기 결과는 각 제조예 또는 실시예에서 최종 제조된 지르코니아에 세포를 부착하고 24 시간이 지난 시점에서 100 배율로 관측한 것이다. 세포부착시험 결과, 생체활성글라스층이 형성된 제조예 2의 경우(도 2)는 층이 형성되지 않은 제조예 1의 경우(도 1)보다 오히려 더 낮은 세포 부착 결과를 나타냈다. 반면, 생체활성글라스층이 형성된 후에 거칠기가 형성된 실시예 1 및 실시예 2의 경우는 높은 세포 부착 결과를 나타냈다. 또한 도면에 별도로 도시하지는 않았으나, 생체활성글라스층이 형성된 후에 표면 거칠기가 형성되고 생체무기코팅층이 더 형성된 실시예 3 및 실시예 4의 경우도 실시예 1 및 실시예 2와 마찬가지로 높은 세포 부착 결과를 나타내는 것을 확인하였다.

[117] [표1]

	1 일	3 일
제조예 1	0.42	0.72
제조예 2	0.38	0.64
실시예 1	0.44	0.79
실시예 2	0.45	0.81
실시예 3	0.52	0.92
실시예 4	0.54	0.94

[118]

- [119] 상기 표 1은 제조예 1, 제조예 2, 실시예 1 내지 실시예 4의 경우에 대한 세포독성시험(Cytotoxic test)을 테스트한 생체 적합성 결과를 나타낸 것이다.
- [120] 세포독성시험에서, 생체활성글라스층이 형성된 제조예 2의 경우는 그렇지 않은 제조예 1의 경우에 비하여 세포 증식이 감소하여 오히려 생체 적합성이 저하되었다. 그러나 표면 거칠기 형성 과정이 수행된 실시예 1 및 실시예 2의 경우, 생체 적합성이 향상되었으며, 생체무기코팅층이 더 형성된 실시예 3 및 실시예 4의 경우, 생체 적합성이 현저히 향상되었다.
- [121] 또한 실시예로서 구체적으로 기재하지는 않았으나, 실시예 3, 실시예 4와 동일하게 수행하되 생체무기코팅층으로 생체활성글라스를 포함하지 않고 수산화아파타이트만을 포함하는 것을 사용한 실시예 5 및 실시예 6의 경우는 각각 실시예 3 및 실시예 4와 비교하여 굴곡강도, 세포 부착성 및 생체 적합성 등의 특성이 전반적으로 떨어졌다.

청구범위

- [청구항 1] 지르코니아를 포함하는 재료; 및
 상기 재료 상에 코팅되는 생체활성글라스층;을 포함하며,
 상기 생체활성글라스층은 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨,
 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀 중에서
 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 생체활성글라스를 포함하며,
 상기 생체활성글라스층의 표면에 거칠기가 형성된 것을 특징으로 하는
 임플란트.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 생체활성글라스층 상에 코팅되는 생체무기코팅층을 더 포함하며,
 상기 생체무기코팅층은 수산화아파타이트($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA),
 오산화인(P_2O_5), 제3인산칼슘($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TCP), 옥타인산칼슘($\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, OCP) 및 옥타인산칼슘($\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$, 4CP) 중에서 선택되는 어느
 하나 또는 둘 이상의 생체세라믹을 포함하는 임플란트.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,
 상기 생체무기코팅층은 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨,
 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀 중에서
 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 생체활성글라스를 더 포함하는
 임플란트.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
 상기 생체활성글라스층의 표면은 0.5~5.0 μm 의 거칠기가 형성된 것인
 임플란트.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
 상기 생체활성글라스는 산화철, 오산화인, 산화붕소, 산화칼륨 및
 산화스트론튬 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 더 포함하는
 임플란트.
- [청구항 6] a) 지르코니아를 포함하는 재료 상에 생체활성글라스를 코팅하여
 생체활성글라스층을 형성하는 단계 및
 b) 상기 생체활성글라스층 상에 표면 거칠기를 형성하는 단계를
 포함하며,
 상기 생체활성글라스는 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨,
 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀 중에서
 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 포함하는 임플란트의 제조 방법.
- [청구항 7] 제6항에 있어서,
 c) 표면 거칠기가 형성된 생체활성글라스층 상에 생체무기코팅층을
 형성하는 단계를 더 포함하며,
 상기 생체무기코팅층은 수산화아파타이트($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA),

오산화인(P_2O_5), 제3인산칼슘($Ca_3(PO_4)_2$, TCP), 옥타인산칼슘($Ca_8H_2(PO_4)_6 \cdot 5H_2O$, OCP) 및 옥타인산칼슘($Ca_8O(PO_4)_6$, 4CP) 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 생체세라믹을 포함하는 임플란트의 제조 방법.

[청구항 8]

제7항에 있어서,

상기 생체무기코팅층은 산화규소, 산화알루미늄, 산화나트륨, 산화마그네슘, 산화바륨, 산화칼슘, 산화티타늄 및 산화니오븀 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상의 생체활성글라스를 더 포함하는 임플란트의 제조 방법.

[청구항 9]

제7항에 있어서,

상기 a) 단계와 상기 b) 단계 사이에 생체활성글라스층을 제1소결하는 단계 및

상기 c) 단계 이후에 생체무기코팅층을 제2소결하는 단계를 더 포함하는 임플란트의 제조 방법.

[청구항 10]

제9항에 있어서,

상기 제1소결은 $1,200 \sim 1700^\circ\text{C}$ 에서 수행되며, 상기 제2소결은 $800 \sim 1,200^\circ\text{C}$ 에서 수행되는 것인 임플란트의 제조 방법.

[청구항 11]

제6항에 있어서,

상기 b) 단계의 표면 거칠기는 $0.5 \sim 5.0 \mu\text{m}$ 의 평균크기를 가지는 요철이 형성되는 것인 임플란트의 제조 방법.

[청구항 12]

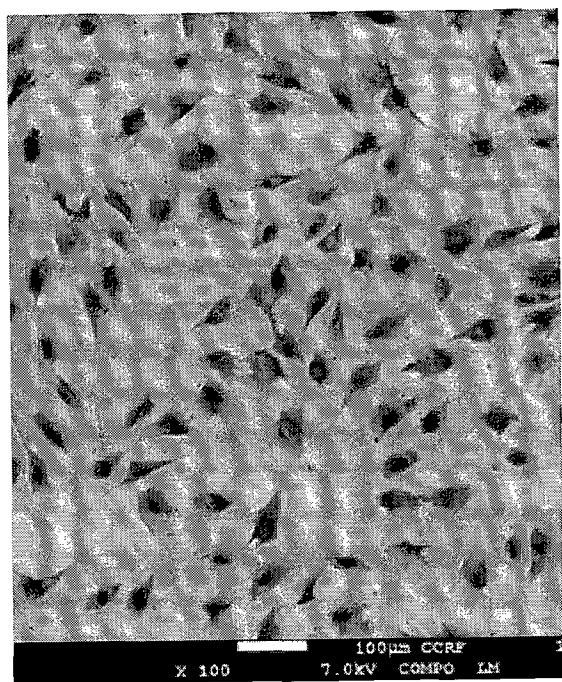
제6항에 있어서,

상기 생체활성글라스는 산화철, 오산화인, 산화붕소, 산화칼륨 및 산화스트론튬 중에서 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상을 더 포함하는 임플란트의 제조 방법.

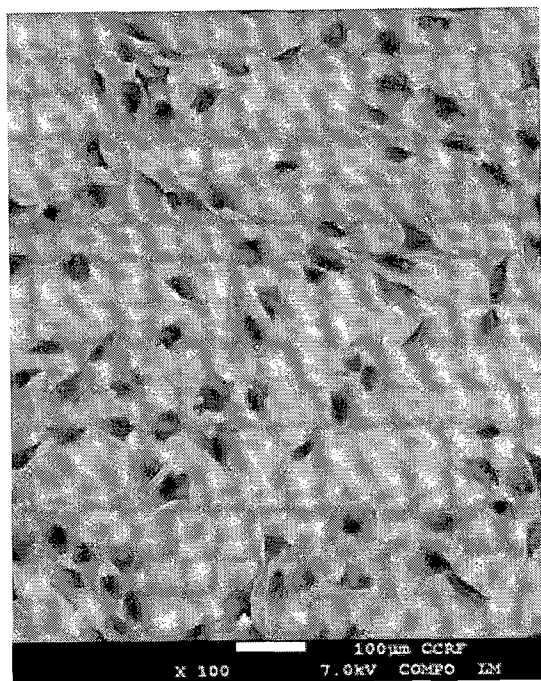
1/3

【도면】

【도 1】

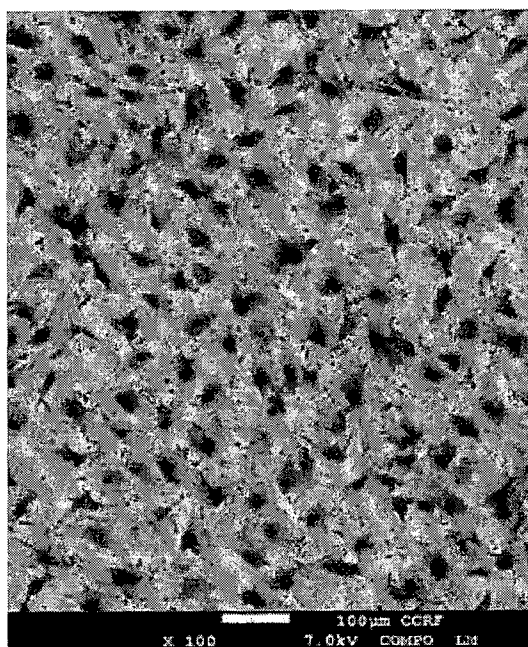


【도 2】

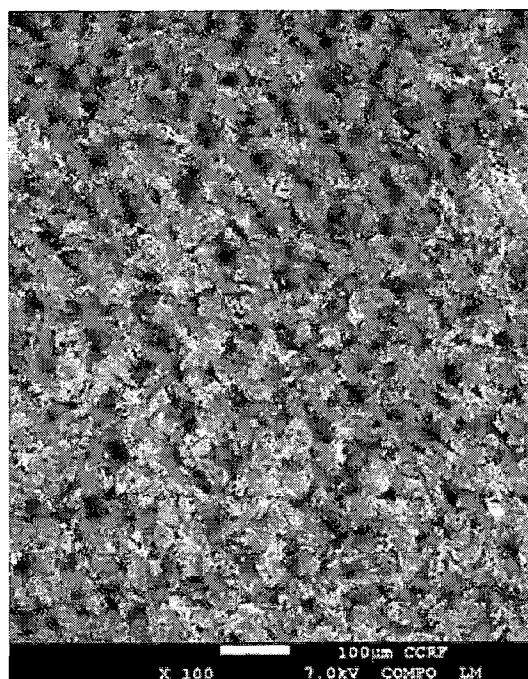


2/3

【도 3】

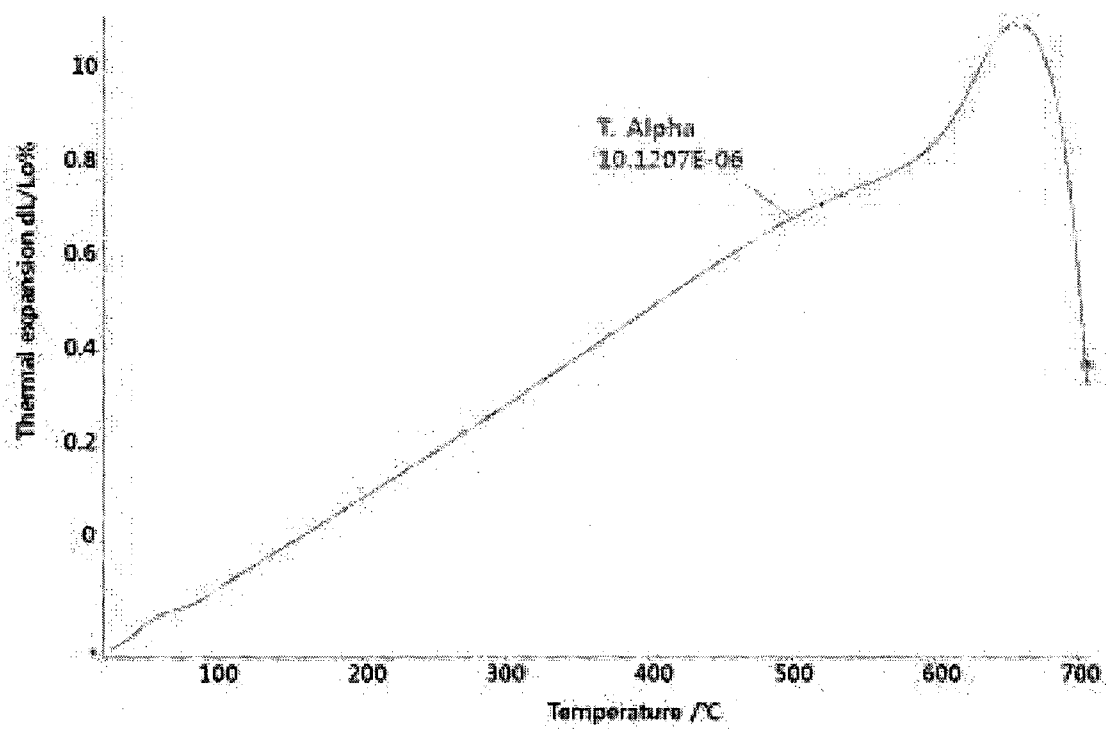


【도 4】



3/3

【도 5】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2017/003829

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61L 27/30(2006.01)i, A61L 27/54(2006.01)i, A61L 27/32(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61L 27/30; A61K 6/027; A61L 27/00; A61C 8/00; A61L 27/06; A61L 27/10; A61L 27/32; A61C 13/083; A61L 27/54

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: implant, zirconia, bio-activating glass, bio-inorganic coating layer, surface roughness

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 5087768 B2 (UNIV. KAGOSHIMA) 05 December 2012 See claims 1-8; paragraphs [0017], [0022], and [0036].	1,2,4,6,7,9-11
Y		3,5,8,12
Y	KR 10-2015-0131863 A (OT&T CO., LTD.) 25 November 2015 See claims 1-6; paragraph [0013].	3,8
Y	KR 10-2014-0098711 A (INDUSTRY FOUNDATION OF CHONNAM NATIONAL UNIVERSITY) 08 August 2014 See claims 1-6.	5,12
A	JP 10-151187 A (MARUNO, Shigeo) 09 June 1998 See claims 1-9; paragraphs [0031]-[0046].	1-12
A	KR 10-1122494 B1 (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) 29 February 2012 See the entire document.	1-12



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

03 AUGUST 2017 (03.08.2017)

Date of mailing of the international search report

03 AUGUST 2017 (03.08.2017)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2017/003829

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 5087768 B2	05/12/2012	JP 2008-099953 A	01/05/2008
KR 10-2015-0131863 A	25/11/2015	NONE	
KR 10-2014-0098711 A	08/08/2014	KR 10-1430748 B1	14/08/2014
JP 10-151187 A	09/06/1998	JP 3455382 B2	14/10/2003
KR 10-1122494 B1	29/02/2012	US 2012-0009341 A1	12/01/2012
		WO 2010-093130 A2	19/08/2010
		WO 2010-093130 A3	02/12/2010

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61L 27/30(2006.01)i, A61L 27/54(2006.01)i, A61L 27/32(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61L 27/30; A61K 6/027; A61L 27/00; A61C 8/00; A61L 27/06; A61L 27/10; A61L 27/32; A61C 13/083; A61L 27/54

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 임플란트, 지르코니아, 생체활성글라스, 생체무기코팅층, 표면 거칠기

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	JP 5087768 B2 (UNIV. KAGOSHIMA) 2012.12.05 청구항 1-8; 단락 [0017],[0022], 및 [0036] 참조.	1,2,4,6,7,9-11
Y		3,5,8,12
Y	KR 10-2015-0131863 A ((주)오티엔티) 2015.11.25 청구항 1-6; 단락 [0013] 참조.	3,8
Y	KR 10-2014-0098711 A (전남대학교산학협력단) 2014.08.08 청구항 1-6 참조.	5,12
A	JP 10-151187 A (MARUNO, SHIGEO) 1998.06.09 청구항 1-9; 단락 [0031]-[0046] 참조.	1-12
A	KR 10-1122494 B1 (서울대학교산학협력단) 2012.02.29 전문 참조.	1-12

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2017년 08월 03일 (03.08.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 08월 03일 (03.08.2017)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

한인호

전화번호 +82-42-481-3362



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 5087768 B2	2012/12/05	JP 2008-099953 A	2008/05/01
KR 10-2015-0131863 A	2015/11/25	없음	
KR 10-2014-0098711 A	2014/08/08	KR 10-1430748 B1	2014/08/14
JP 10-151187 A	1998/06/09	JP 3455382 B2	2003/10/14
KR 10-1122494 B1	2012/02/29	US 2012-0009341 A1	2012/01/12
		WO 2010-093130 A2	2010/08/19
		WO 2010-093130 A3	2010/12/02