



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년12월12일
(11) 등록번호 10-1927682
(24) 등록일자 2018년12월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 17/72 (2006.01) A61B 17/80 (2006.01)
A61B 17/86 (2006.01) A61L 27/04 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7006215
(22) 출원일자(국제) 2011년09월15일
심사청구일자 2016년08월11일
(85) 번역문제출일자 2013년03월11일
(65) 공개번호 10-2013-0120451
(43) 공개일자 2013년11월04일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/051771
(87) 국제공개번호 WO 2012/040033
국제공개일자 2012년03월29일
(30) 우선권주장
61/384,537 2010년09월20일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
EP02085039 A1*
JP2005515823 A*
US20070202351 A1*
WO2010059866 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
신세스 게엠바하
스위스 씨에이치 - 4436 오베르도르프 아이마트
스트라쎄 3
(72) 발명자
보이사드, 시털
스위스 체하-4513 란겐도르프, 란겐도르프스트라
쎄 2
프리그, 로버트
스위스 체하-4513 란겐도르프, 란겐도르프슈트라
쎄 2
토르바쎄, 피츠
스위스 체하-4513 란겐도르프, 란겐도르프스트라
쎄 2
(74) 대리인
장훈

전체 청구항 수 : 총 25 항

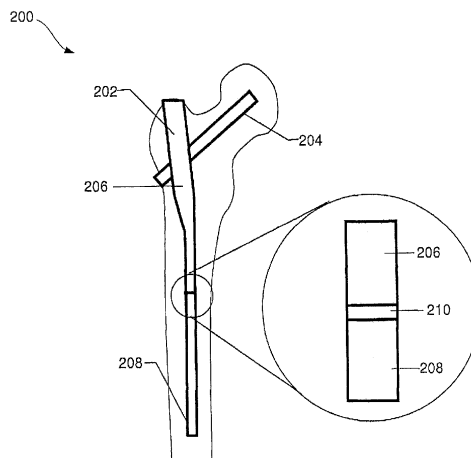
심사관 : 김성훈

(54) 발명의 명칭 외과용 임플란트의 두 개 이상의 조각을 연결하는 방법

(57) 요약

뼈 임플란트의 두 개의 조각을 연결하는 방법은, 뼈 임플란트의 제1 및 제2 조각 사이에 금속간 물질의 복수의 얇은 층을 위치시키는 단계와, 그 복수의 층에 기계적 하중을 가하는 단계를 포함한다. 그 다음 단계에서, 복수의 층은 외부 활성화 에너지의 인가여 점화되고, 점화는 반응 온도까지 복수의 층을 가열하고, 조각들이 냉각 후 서로 고정되도록 한다.

대표도 - 도3



명세서

청구범위

청구항 1

뼈 임플란트의 두 개 이상의 조각을 연결하는 방법에 있어서,

뼈 임플란트의 제1 조각 및 제2 조각을 서로에 대해 원하는 방향으로 위치시키는 단계로서, 상기 방향은 목표 뼈의 요구사항에 따라 선택되고, 상기 제1 조각은 제1 물질로 만들어지고, 상기 제2 조각은 제2 물질로 만들어지며, 상기 제2 조각은 상기 제2 조각의 길이방향 축에 수직인 각으로 연장되며 상기 제1 조각 상의 오목부에 맞게 크기 설정되고 형성되는 돌출부를 갖는, 상기 제1 조각 및 제2 조각을 서로에 대해 원하는 방향으로 위치시키는 단계; 및

상기 제1 조각 및 제2 조각이 서로 고정되도록, 상기 제1 조각의 상기 오목부의 상기 제1 물질을 상기 제2 조각의 상기 돌출부의 상기 제2 물질에 금속학적으로 용접하는 단계;를 포함하는, 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1 조각 및 제2 조각 사이에 금속간 물질의 복수의 층을 위치시키는 단계; 및

상기 복수의 층에 기계적 하중을 가하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 금속학적 용접은 반응성 용접, 브레이징, 레이저 용접, 전자빔 용접, 마찰 용접, 폭발 용접, 전류 용접, 크롬 용접, 아크 용접 및 저항 용접 중 하나를 이용하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 반응성 용접은 외부 활성화 에너지의 인가에 의하여 상기 복수의 층을 점화시키는 단계;를 더 포함하고, 상기 점화는 반응 온도까지 상기 복수의 층을 가열하고, 상기 조각들이 냉각 후 서로 고정되도록 하는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 제1 조각 및 제2 조각 중 하나 또는 둘 모두의 외면으로부터 산화층을 제거하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 금속학적 용접은 제조 중, 수술 전 그리고 체내에서 중 하나에서 수행되는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 7

제2항에 있어서, 상기 금속간 물질의 복수의 층은 15 kJ/mol과 36 kJ/mol 사이의 음의 혼합열로 구성되는 것을 특징으로 하는 방법

청구항 8

제4항에 있어서, 상기 복수의 층을 점화시키는 단계는 발열 자전 상호확산 반응을 일으키는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제2항에 있어서, 상기 금속간 물질은 Ti/Al, Ni/Al, Ti/Si, Zr/Al, 및 Ti/N으로 이루어지는 그룹으로부터 선택되고, 상기 복수의 층에서 교대하는 층들은 상기 그룹으로부터 선택되는 다른 금속간 물질을 포함하는 것을 특

징으로 하는 방법.

청구항 10

제9항에 있어서, 각 층은 15 nm 내지 20 nm의 최소 두께와 40 내지 50 nm의 최대 두께를 가지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

제2항에 있어서, 상기 층들 중 제1층은 스페이서층에 의하여 상기 층들 중 제2층과 분리되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

제2항에 있어서, 상기 기계적 하중은 70 MPa 와 100 MPa 사이인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 13

제8항에 있어서, 상기 반응 온도는 800℃ 이상 및 1200℃ 이상 중 하나인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14

제1항에 있어서, 상기 제1 조각 및 제2 조각은 Ti, Ti 합금, 스테인레스 강, Co 합금, 유리 금속, Mg 합금 또는 세라믹/금속 복합물질을 포함하는 그룹으로부터 선택되는 기관 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 제1 조각 및 제2 조각을 연결시키기 위해 뿔납을 적용하는 단계;를 더 포함하고, 상기 뿔납은 AuSn, AgIn, 및 AuGe 중 하나인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16

제1항에 있어서, 상기 뼈 임플란트는 뼈 플레이트와 골수내 금속정(intramedullary nail) 중 하나인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 17

제2항에 있어서, 상기 층들은 상기 제1 조각 및 제2 조각 중 적어도 하나에 코팅으로서 도포되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18

제2항에 있어서, 상기 복수의 층으로부터 호일을 형성하는 단계;

상기 뼈 임플란트의 상기 제1 및 제2 조각 사이에 상기 호일을 위치시키는 단계; 및

상기 기계적 하중을 가하는 단계 전에 상기 호일에 뿔납을 부가하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 19

뼈 플레이트를 형성하기 위한 키트에 있어서,

제1 물질로 만들어지는 제1 임플란트 조각;

제2 물질로 만들어지는 제2 임플란트 조각으로, 상기 제2 임플란트 조각은 상기 제2 임플란트 조각의 길이방향 축에 수직인 각으로 연장되며 상기 제1 임플란트 조각 상의 오목부에 맞게 크기 설정되고 형성되는 돌출부를 갖는, 상기 제2 임플란트 조각; 및

상기 오목부 내에서 상기 제1 임플란트 조각 및 제2 임플란트 조각 사이에 용접에 의해 배치된 금속간 물질의 복수의 층;을 포함하고,

상기 제1 임플란트 조각 및 제2 임플란트 조각은 서로 금속학적으로 용접되도록 구성되는, 뼈 플레이트를 형성

하기 위한 키트.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 제1 물질은 상기 제2 물질과 다른 것을 특징으로 하는 키트.

청구항 21

삭제

청구항 22

제19항에 있어서, 상기 금속간 물질의 복수의 층은 음의 혼합열을 생산하도록 형성되고, 상기 제1 임플란트 조각 및 제2 임플란트 조각의 적어도 하나의 적어도 일부는 상기 금속간 물질의 복수의 층으로 코팅되는 것을 특징으로 하는 키트.

청구항 23

제19항에 있어서, 상기 금속간 물질은 Ti/Al, Ni/Al, Ti/Si, Zr/Al, 및 Ti/N 으로 이루어지는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 키트.

청구항 24

뼈 고정을 위한 키트에 있어서,

제1 물질로 만들어지는 제1 뼈 임플란트 조각;

제2 물질로 만들어지는 제2 뼈 임플란트 조각으로, 상기 제2 뼈 임플란트 조각은 상기 제2 뼈 임플란트 조각의 길이방향 축에 수직인 각으로 연장되며 상기 제1 뼈 임플란트 조각 상의 오목부에 맞게 크기 설정되고 형성되는 돌출부를 갖는, 상기 제2 뼈 임플란트 조각; 및

상기 오목부 내에서 상기 제1 뼈 임플란트 조각 및 제2 뼈 임플란트 조각 사이에 용접에 의해 배치된 금속간 물질의 복수의 층;을 포함하고,

상기 제1 뼈 임플란트 조각 및 제2 뼈 임플란트 조각은 서로 금속학적으로 용접되어 하이브리드(hybrid) 뼈 플레이트를 형성하도록 구성되는, 뼈 고정을 위한 키트.

청구항 25

삭제

청구항 26

제24항에 있어서, 상기 금속간 물질의 상기 복수의 층은 음의 혼합열을 생산하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 키트

청구항 27

제24항에 있어서, 상기 제1 뼈 임플란트 조각 및 제2 뼈 임플란트 조각은 다른 물질로 각각 만들어지는 것을 특징으로 하는 키트.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 "외과용 임플란트의 두 개 이상의 조각을 연결하는 방법(Method for Joining Two or More Segments of a Surgical Implant)" 이라는 명칭으로 2010.09.20 출원된 미국 가출원 제61/384,537호에 대한 우선권을 주장하고, 그 전체 설명은 본 발명에서 참조로 포함되었다.

[0002] 본 발명은 일반적으로 외과용 임플란트의 두 개 이상의 조각을 서로 연결하는 방법에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 금속학적 용접(metallurgical weld)에 의하여 서로 연결되는 몇몇 부품으로 형성되는 복수 부분-임플란트(예를 들어, 골수내 금속정(intramedullary nail), 스크류 또는 골접합판(osteosynthesis plate))에 관한 것이

다.

배경 기술

- [0003] 예를 들어 대퇴골 근위(proximal femur)의 골절(fractures)의 안정화를 위한 골수내 금속정은 가끔 티타늄 합금을 채용한다. 그러나 티타늄 합금의 강도는 제한되고 더 작은 직경의 골수내 금속정, 특히 골수내 금속정의 더 작은 직경의 근위부(proximal portion)를 허용하지 않는다. 이러한 결함을 극복하기 위하여, 높은 강도의 물질가 골수내 금속정의 구성을 위하여 종종 사용된다. 특히, 현재의 장치들은 서로 기계적으로 연결된 두 개의 몸체 부분에 관련된다. 그러나, 그러한 장치들은 시간 경과에 따라 기계적 연결이 약해져서 뼈 안에서의 유지 강도를 종종 잃게 된다. 또한, 두 개의 몸체 부분의 서로에 대한 마찰(frictional) 움직임은 갈바니 부식(galvanic corrosion)을 일으킨다.
- [0004] 따라서, 마모 부식(fretting corrosion)을 방지하기 위하여, 또한 몸체에서 경험되는 높은 동적 하중(dynamic loads) 및 하중 사이클을 임플란트가 확실히 대처할 수 있게 하기 위하여 추가적인 강도가 필요하게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 본 발명은 외과용 임플란트의 두 개 이상의 조각을 서로 연결하는 방법을 제공한다. 또한, 본 발명은 금속학적 용접에 의하여 서로 연결되는 몇몇 부품으로 형성되는 복수 부분- 임플란트를 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0006] 본 발명은 뼈 임플란트의 두 개 이상의 조각을 연결하는 방법에 관한 것이고, 뼈 임플란트의 제1 및 제2 조각 사이에 금속간 물질(intermetallic material)의 복수의 얇은 층을 위치시키는 단계와, 그 복수의 층에 기계적 하중을 가하는 단계를 포함한다. 다음 단계에서, 층은 외부 활성화 에너지의 인가에 의하여 점화되어 반응 온도까지 복수의 층을 가열시키고, 냉각 후 조각들이 서로 고정되게 한다.
- [0007] 특별한 실시예에서, 금속간 물질의 복수의 얇은 층은 음(negative)의 혼합열(heat of mixing)을 갖는 것으로 구성된다.
- [0008] 특별한 실시예에서, 복수의 층을 점화시키는 단계는 발열 자전 동반확산 반응(exothermic self-propagating interdiffusion reaction)을 일으킬 수 있다.
- [0009] 특별한 실시예에서 금속간 물질은 Ti/Al, Ni/Al, Ti/Si, Zr/Al 및 Ti5Si3 으로 구성되는 그룹으로부터 선택된다. 바람직하게는, 복수의 층에서 서로 교대하는 층은 상기 선택된 그룹으로부터 선정된 서로 다른 금속간 물질을 포함한다.
- [0010] 다른 실시예에서, 뼈 임플란트는 500 내지 5000 사이의 층을 포함한다.
- [0011] 또 다른 실시예에서, 각각의 얇은 층은 적어도 15 nm, 바람직하게는 적어도 20 nm의 두께를 갖는다.
- [0012] 다른 실시예에서, 각각의 얇은 층은 50 nm 이하, 바람직하게는 40 nm 이하의 두께를 갖는다.
- [0013] 또 다른 실시예에서, 층 중 첫 번째 층은 스페이서층에 의하여 두 번째 층으로부터 분리된다. 이러한 구성은 단일의 얇은 층의 상호 혼합(intermixing)을 방지한다. 이러한 구성은 또한 상온에서 더 좋은 물질 분리를 확실하게 하고 점화 공정에서 방출되는 엔탈피(enthalpy) 형성을 최대화시킨다.
- [0014] 또한 다른 실시예에서, 기계적 하중은 적어도 70 MPa이고, 바람직하게는 적어도 100 MPa이다. 이러한 하중은 연결되어야 하는 제1 및 제2 조각의 탄성(elasticity)과 거칠기(roughness)에 따라 충분한 접촉 면적을 확보하기에 유용하다. 충분한 하중 없이는, 단지 작은 양의 연결이 발생하고, 약한 기계적 특성만을 갖게 될 것이다.
- [0015] 또 다른 실시예에서, 음의 혼합열은 적어도 15 kJ/mol, 바람직하게는 적어도 36 kJ/mol 이다.
- [0016] 다른 실시예에서, 반응 온도는 800℃ 이상, 바람직하게는 1200℃ 이상이다.
- [0017] 또 다른 실시예에서, 제1 및 제2 조각은 Ti, Ti 합금, 스테인레스 강, Co 합금, 유리 금속, Mg 합금 및 세라믹/금속 복합물질로 구성되는 그룹으로부터 선택되는 기관 물질을 포함한다.
- [0018] 또 다른 실시예에서, 본 발명의 방법은 제1 및 제2 조각을 서로 연결하기 위하여 땀납(solder)하는 단계를 포함

한다.

- [0019] 다른 실시예에서, 뿔납은 Al, AuSn, AgIn 또는 AuGe 중 하나이다.
- [0020] 또 다른 실시예에서, 제1 조각은 기계적 잠금(locking)에 의하여 제2 조각에 연결된다.
- [0021] 또 다른 실시예에서, 외과용 임플란트는 뼈 플레이트(bone plate)와 골수내 금속정 중 하나이다.
- [0022] 다른 실시예에서, 복수의 얇은 층은 제1 및 제2 조각 중 적어도 하나에 코팅으로 도포된다.
- [0023] 다른 실시예에서, 호일(foil)이 복수의 층으로부터 형성되고, 뼈의 제1 및 제2 조각 사이에 위치된다. 바람직하게는, 뿔납이 기계적 하중을 가해주기 전에 도포된다.
- [0024] 본 발명의 다른 관점에 따라, 본 발명에 따른 방법에 의하여 얻어지는 외과용 임플란트가 제공된다.
- [0025] 본 발명의 또 다른 관점에 따라, 모듈형 복수 조각 뼈 임플란트 키트(kit)가 제공되고, 그 키트는 키트에서 사용 가능한 제한된 수의 조각으로부터 환자의 요구에 따라 제조자에 의하여 수술 전에 또는 수술 중에 조립될 수 있다.
- [0026] 본 발명의 또 다른 관점에 따라, 키트는 음의 혼합열을 가지는 금속간 물질의 복수의 얇은 층을 가지는 호일을 더 포함한다. 키트의 특별한 실시예에서, 적어도 두 개의 조각 각각은 서로 다른 물질로부터 각각 만들어진다.

발명의 효과

- [0027] 본 발명에 따른 시스템은 뼈 임플란트의 서로 다른 부품(즉, 서로 다른 물질로 만들어진 부품)의 크기 변화를 비싼 제조 한계에 대해 고려할 필요 없이 임플란트의 단지 목표된 부분으로 제한할 수 있는 가능성을 제공한다.
- [0028] 또한 뼈 임플란트의 단지 요구되는 부분만을 위하여 높은 강도의 물질을 사용함에 의하여, 뼈 임플란트의 전체 크기는 감소되어, 삽입을 용이하게 한다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 본 발명의 몇몇 실시예가 예로써 설명되어 있고, 첨부한 도면을 참조하여 설명된다.
- 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 뼈 고정 장치의 부분적 분해도를 나타낸다.
- 도 2는 도 1의 뼈 고정 장치의 두 번째 사시도를 나타내고,
- 도 3은 본 발명의 제2 실시예에 따른 뼈 고정 장치의 첫 번째 사시도를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 본 발명은 뼈 고정 장치가 서로 접촉했을 때, 뼈 고정 장치의 각 부분의 지지 강도(holding strength)가 증가하거나 최대화되도록 선택되는 방식의, 복수 부분의 뼈 고정 장치의 구성을 위한 시스템 및 방법과 관련된다.
- [0031] 특히, 본 발명의 예시적 실시예는 금속학적 용접을 통해 서로 결합된 상이한 물질로 형성된 몇몇 부품으로 만들어진 뼈 고정 장치(즉, 골수내 금속정, 뼈 스크류, 골접합판 등)에 관련된다. 본 발명에 따른 예시적 실시예는 또한, 특정 공정의 요구사항에 따라 뼈 고정 장치의 각 부분의 기계적 특성을 미세하게 맞추기 위하여, 뼈 고정 장치의 서로 다른 부분에 대해 서로 다른 특성(강도(rigidity), 가요성(flexibility), 표면 형태 등)을 갖는 물질을 사용자가 선정하게 한다. 예시적 실시예에서, 몸체 부분은 제조중에, 수술 전에 또는 선택적인 경우 생체 내에서 서로 부착될 수 있다. 예를 들어, 의사 또는 다른 사용자가 뼈 임플란트의 제1 단부에 가해진 강도와 제2 단부에 가해진 가요성을 갖는 뼈 임플란트를 구성할 수 있다.
- [0032] 또한, 본 발명에 따른 예시적 시스템은 뼈 임플란트의 서로 다른 부품(즉, 서로 다른 물질로 만들어진 부품)의 크기 변화를 비싼 제조 한계에 대해 고려할 필요 없이 임플란트의 단지 목표된 부분으로 제한할 수 있는 가능성을 제공한다. 예를 들어, 뼈 임플란트의 단지 요구되는 부분만을 위하여 높은 강도의 물질을 사용함에 의하여, 뼈 임플란트의 전체 크기는 감소되어, 삽입을 용이하게 한다. 표준 또는 비표준 형상으로 뼈 임플란트를 만드는 것은 비용 효율적인 방법으로 가능한 구성의 다양한 제조를 제공한다. 비록 본 발명이 특정 부품 및 구성에 대해 설명되지만, 뼈 고정 장치 부품의 임의의 개수의 형상이 본 발명의 사상과 범위로부터 벗어남 없이 채용될 수 있다는 것이 주목된다.

- [0033] 도 1 과 도 2에서 나타난 뼈 고정 시스템(100)은 이 후에서 설명되는 바와 같이 서로 부착되도록 구성되는 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 포함한다. 제1 뼈 플레이트(102)는 실질적으로 직사각형 단면을 가지는 길쭉한 요소로서 형성되고 뼈의 길쭉한 부분 위의 배치를 위하여 구성된다. 그러나, 제1 뼈 플레이트(102)는 제1 뼈 플레이트(102)가 위치되는 뼈의 특정 부분에 적합한 임의의 다른 형상으로 만들어질 수 있다는 것이 주목된다. 특히, 제1 뼈 플레이트(102)는 오른쪽 및 왼쪽 뼈 부분 중 하나에 대한 배치를 위하여 구성될 수 있고, 특정 뼈의 요구사항에 따르기 위하여 크기가 맞춰질 수 있다.
- [0034] 제1 뼈 플레이트(102)는 작동 구성에서 뼈를 마주보도록 구성되어 근위면(proximal surface)(108)으로부터 말단면(distal surface)(110)으로 관통하여 연장되는 복수의 제1 플레이트 구멍(106)을 포함한다. 제1 뼈 플레이트의 제1단(112)은 근위면(108)으로부터 제1 뼈 플레이트(102)의 두께보다 더 작은 소정의 깊이까지 말단으로 연장되는 오목부(114)(recess)를 포함한다. 오목부(114)는 실질적으로 직사각형 단면 형상을 갖고, 제2 뼈 플레이트(104)에 제공되는 돌출부(116)를 수용하도록 구성되고 치수가 맞춰진다.
- [0035] 제2 뼈 플레이트(104)는 근위면(120)으로부터 말단면(122)으로 관통하여 연장하는 복수의 제2 스크류 구멍(118)을 가지는 길쭉한 몸체 부분으로 또한 형성되고, 제2 스크류 구멍(118)은 제2 뼈 플레이트(104)의 길이 방향 축을 따라 길이 방향으로 배열된다. 돌출부(116)는 제2 뼈 플레이트(104)의 길이 방향 축에 실질적으로 수직인 각으로 제2 뼈 플레이트(104)의 밖으로 연장된다. 돌출부(116)는 근위면(120)으로부터 오목부(114)의 길이보다 작거나 같은 소정의 길이까지 말단으로 연장되어, 돌출부(116)의 말단면(124)은 제2 뼈 플레이트(104)의 길쭉한 부분의 말단면으로부터 분리된다. 당업자들이 알고 있는 바와 같이, 이러한 구성은 돌출부(116)가 오목부(114)에 위치될 때, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)의 근위면(108, 120)이 동일한 평면에서 서로 정렬하여 일직선으로 위치하게 한다.
- [0036] 본 발명의 예시적 실시예에서, 오목부(114)의 적어도 말단벽(126)은 돌출부(116)와의 반응성 용접을 허용하도록 선택된 물질의 복수 층으로 코팅된다. 다른 실시예에서, 오목부(114)의 전체 면은 복수의 물질층으로 코팅된다. 돌출부(116)의 적어도 말단면(124)은 일치하는 복수의 물질층으로 또한 코팅된다. 다른 실시예에서, 작동 구성에서 오목부(114)와 접촉하도록 구성되는 돌출부의 측벽은 복수의 물질층으로 또한 코팅될 수 있다. 다른 실시예에서, 오목부(114)만 복수의 물질층으로 코팅된다. 또 다른 실시예에서, 돌출부(116)만 복수의 물질층으로 코팅된다. 또 다른 실시예에서, 오목부와 돌출부(116) 모두 복수의 물질층으로 코팅된다.
- [0037] 층들은 서로에 대해 증착된 하나 이상의 물질로 형성된다. 일 실시예에서, AuSn의 제1층은 뼈 고정 시스템(100)의 소정의 일부에 대해 증착될 수 있다. NiAl층은 AuSn층 위에 증착될 수 있고, 이어서 다른 AuSn층이 이어지므로 NiAl층은 AuSn층 내에 둘러싸이게 된다. 당업자들이 잘 알고 있는 바와 같이, 노출된 AuSn 층만을 갖는 것은 AuSn의 젖음(wetting) 특성으로 인하여 더 강한 용접을 제공한다. 본 발명의 다른 실시예에서, AuSn층 및 NiAl 층 사이 다른 중간층이 제공될 수 있다.
- [0038] 아래에서 더 상세하게 설명되는 바와 같이, 위에서 인용된 층은 반응성 용접 또는 다른 용접 기술을 통해 용접될 수 있다. 본 발명에 따른 예시적 복수층 코팅은 감소된 가열 수준에서 용접이 수행되는 것을 가능하게 하여, 뼈 고정 시스템(100)의 표면 부분이 승온되는 동안 뼈 고정 시스템(100)의 코아의 가열이 AuSn이 젖어들 수 있는 온도까지 제한된다. 반면, 통상적인 용접은 장치 몸체의 상당 부분의 온도를 코아의 특징을 바꿀 수 있는 수준까지 올려, 바람직하지 않은 방법으로 밑에 있는 물질의 특성을 변화시키는 더 많은 양의 가열을 요구할 수 있다. 즉, 이러한 방법은 뼈 고정 시스템(100)의 코아가 용접 중 실질적으로 차갑게 유지되도록 하여, 용접 중 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)의 물질 특성을 유지한다.
- [0039] 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 각각은 특정 공정의 요구사항을 따르는 물질 특성, 구조(예를 들어, 형상, 크기, 두께 등) 및 표면 형태를 갖도록 선택될 수 있다. 예를 들어, 폴리머 또는 티타늄 또는 티타늄 합금과 같은 금속이 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 중 하나에 가요성을 부여하기 위하여 사용될 수 있다. 크롬 또는 다른 금속은 강성(stiffness)을 부여하기 위하여 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 제1 몸체 부분(102)은 티타늄으로 만들어지고, 제2 몸체 부분(104)은 크롬으로 만들어져, 더 넓은 제2 몸체 부분(104)의 강도가 임플란트 후에 여기에 가해지는 힘을 견디기에 충분하게 되고, 이는 당업자들이 아는 바와 같다.
- [0040] 첫 번째 예시적 실시예에서, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 각각은 동일 물질로 만들어질 수 있다. 다른 예시적 실시예에서, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)는 서로 다른 물질로 만들어질 수 있다. 본 발명의 예시적 실시예에 대해 상세하게 설명되는 바와 같이, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 위하여 선택된 물질은 뼈 플레이트(102, 104)를 서로 연결시키기에 적합한 용접의 일 형태를 만들 수 있다. 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)는 당업자가 알고 있는 바와 같이, 연결을 강화시키기 위하여 그 외면을 거칠게 하는 표면 처리가

제공된다. 또 다른 실시예에서(도시되지 않음), 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 중 하나 또는 둘 모두는 다공성(즉, 뼈 안쪽 성장을 자극하기 위하여), 비다공성, 코팅된 또는 코팅되지 않게 될 수 있다. 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)의 표면은 용접을 강화시키기 위하여 사전처리될(예를 들어, 스퍼터-웨이브(sputter-wave) 처리 등) 수 있다.

[0041] 본 발명의 예시적 방법에 따라, 돌출부(16)는 도 2에서 도시된 바와 같이 오목부(114)에 자리 잡는 구성으로 된다. 용접은 돌출부(116)가 오목부(114)에 있는 위치에서 용접되도록 하기에 충분한 국부적 열 발생을 초래하는 스파크 방전과 같은 점화 기술을 이용하여 수행될 수 있다. 용접 공정은 제조 중, 수술 전 또는 수술 중에 수행되어 의사가 복수의 추가 뼈 플레이트를 포함하는 키트로부터 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 선택할 수 있게 하고, 선택된 뼈 플레이트는 특정 공정에 요구되는 특성을 가진다.

[0042] 도 3에서 나타난 바와 같이, 본 발명의 제2 실시예에 따른 뼈 고정 시스템(200)은 골수내 금속정(202)의 길이방향 축에 대해 소정의 각도로 관통하여 연장되는 뼈 스크류(204)를 갖는 골수내 금속정(202)을 포함한다. 골수내 금속정의 근위부(206)는 말단부(208)의 두께보다 더 두껍게 형성되고, 그 두께는 뼈끝(골단)(epiphysis) 또는 골간단(metaphysis) 그리고 뼈의 축으로 각각 삽입을 허용하도록 선택된다. 근위부(206)는 CoCrMo와 같은 바이메탈(bimetallic) 물질로 만들어지고, 반면 말단부(208)는 TiAlNb로 만들어지고, 근위부와 말단부(206, 208)는 당업자들이 알고 있는 바와 같이 안전 나사산(thread) 설계에 의하여 서로 부착된다. 근위부와 말단부(206, 208)를 위하여 선택된 물질은 근위부(206)의 단단함을 유지하면서 감소된 직경 말단부(208)의 사용을 가능케 한다.

[0043] 도 2는 근위부와 말단부(206, 208)가 그들 사이에 제공되는 연결부(210)로 서로 용접된 후의 골수내 금속정(202)을 도시한다. 일 예시적 실시예에서, 연결부(210)의 표면적은 적어도 최소 요구 표면적을 확보하기 위하여 필요에 따라 각이 진 연결부(210)로, 적어도 약 1 cm²일 수 있다. 구체적으로, 연결부(210)에서 근위부와 말단부(206, 208)의 직경이 최소 요구 표면적을 산출하기에 충분하지 않으면, 연결부(210)는 표면적을 증가시키기 위하여 골수내 금속정(202)의 길이방향 축에 대해 임의의 각도로 각을 이룰 수 있다. 당업자들이 알고 있는 바와 같이, 소정의 표면적을 갖는 연결부(210)를 갖는 것은 높은 동적 기계적 응력을 받을 때 강도를 잃지 않고 말단부(208)로의 근위부(206)의 적절한 고정을 확실히 한다. 골수내 금속정(202)을 위하여 사용되는 연결 기술은 CoCrMo 및 TiAlNb 성분 모두의 특성을 바꾸지 않아야 한다. 예시적 실시예에서, 연결부(210)는 AuSn 뱀납 호일을 갖고 근위부(206)의 말단끝(distal end)과 말단부(208)의 근위끝(proximal end) 사이의 연결 영역에 위치되는 1000개 주기의 Ni/Al 서브층(sublayer)으로 이루어지는 다층(multilayer) 호일을 포함한다. 비록 본 실시예의 연결부(210)는 골수내 금속정(202)의 길이에 따른 특정 위치에 도시되었지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남 없이 다른 연결 영역이 선택될 수 있음이 주목된다. 일 예에서, 연결 영역은 뼈 내에 이식될 때의 통상의 응력을 받을 때 연결 지점에 위치되는 기계적 하중이 최소화되도록 선택될 수 있다.

[0044] Ni/Al 서브층이 연결부(210)에 위치되면, 소정의 압력이 그에 인가된다. 일 예에서, 하중은 70 내지 100 MPa 보다 크다. Ni/Al 서브층은 이어서 점화되고 뱀납이 그 위로 균일하게 분포되어 연결부(210)의 근위끝과 말단끝으로 상호확산되도록 한다. 그 결과 연결 영역에서 예상되는 기계적 하중을 견디기에 충분히 안정한 연결부(210)가 된다.

[0045] 뼈 고정 시스템(200)의 첫 번째 변형에서, 골수내 금속정(202)의 근위부(206)는 CoCrMo로 만들어지고, 안전 나사산 설계에 의하여 TiNbTaZr으로 만들어지는 말단부(208)에 연결된다. 근위부와 말단부(206, 208)는 반응성 용접에 의하여 용접될 수 있다. 뼈 스크류(204)는 CoCrMo로 만들어지는 단축 힙 스크류(telescoping hip screw)일 수 있다. 뼈 스크류(204)의 활강면은 다이아몬드상 카본(diamond-like carbon)으로 코팅될 수 있다. 당업자에 의하여 이해되는 바와 같이, 근위부(206)를 통해 연장되는 개별적으로 구성된 구멍(도시되지 않음)으로 뼈 스크류(204)의 삽입 후에, 용접은 100 MPa의 연결 압력으로 레이저 펄스를 통한 Ti/Al 다층 적층의 점화를 통해 수행된다. 다층 적층은 예를 들어, 약 20 nm의 두께를 갖는 개별 층을 갖는 500 적층 요소를 가질 수 있다.

[0046] 본 발명의 다른 실시예에서, 뼈 플레이트(도시되지 않음)는 TiAlNb 합금으로 만들어지고, 소정의 공정을 위한 적합한 형상과 크기를 갖는다. 뼈 플레이트는 예를 들어 서로 연결된 두 개의 조각으로 만들어진다. 뼈 플레이트는 그 구성을 제외하고, 도 1에서 도시된 것과 유사하다. 구체적으로, 뼈 플레이트(도시되지 않음)는 복수의 오목부를 가지는 제1 조각(도시되지 않음)과 복수의 돌출부를 가지는 제2 조각(도시되지 않음)을 포함한다. 본 발명의 다른 실시예에서, 하나 이상의 오목부와 돌출부를 갖는 단일 조각이 제공될 수 있다. 오목부와 돌출부는 접촉 패치(patches)를 특징으로 삼는다. 접촉 패치는 제1 및 제2 조각이 서로 용접되게 하도록 배열된 다층을 특징으로 삼는다. 당업자에게 이해되는 바와 같이, 다층은 200 마이크로미터 두께의 Ni/Al 다층으로

만들어지고, 다층의 개별 층의 두께는 Ni/Al의 5000 주기를 갖는 약 20 nm이다. 이러한 다층은 1×10^{-3} mbar 이하의 압력과 1×10^{-8} mbar 기본 진공으로 DC 스퍼터링을 이용하여 물리기상증착(physical vapor deposition; PVD)으로 증착된다. 증착은 접촉 패치를 형성하는 제1 및 제2 조각의 노출 표면적을 완전하게 코팅하고, 표면적은 1 mm² 내지 1 cm²의 범위에 있게 될 수 있다.

[0047] 반응성 다층 용접의 다른 예시적 실시예에서, 제1 및 제2 뼈 플레이트의 제1 및 제2 표면은 1×10^{-5} mbar 또는 그보다 더 강한 진공에 위치될 수 있다. 당업자가 이해하는 바와 같이, 제1 및 제2 표면에서 산화된 부분은 약 60 분 동안 -600 V의 RF 자기 바이어스(self-bias)로 아르곤 또는 아르곤/수소 플라즈마에서 RF 스퍼터링을 통해 제거된다. 다층 시스템은 마그네트론 스퍼터링(예를 들어, 5×10^{-3} mbar 압력의 아르곤 가스)을 통해 제1 및 제2 표면 중 하나 또는 모두에 증착된다. 예시적 실시예에서 10 nm Ti의 제1층은 1 μ m Cu 층과 200 nm Au의 최종 외곽층이 뒤따르게 될 수 있다. 그 후 제1 및 제2 표면은 진공 챔버로부터 제거될 수 있다. 그 후 20 μ m 두께의 Au₂₀Sn 납땜 호일은 제1 및 제2 표면 중 하나 또는 모두에 위치될 수 있다. 그 후 40 μ m 두께의 Ni/Al 금속간 호일이 제1 및 제2 표면 중 하나에 위치될 수 있다. 일 실시예에서, 금속간 호일의 개별 층 각각은 약 30 nm 두께일 수 있다. 그 후 제1 및 제2 표면은 접촉 구성이 이루어지고 약 20 MPa의 압력이 그에 인가된다. 이 후 금속간 층을 접화시키기 위하여 전기 스파크가 인가되어, 제1 및 제2 표면을 서로 결합시킨다.

[0048] 모듈형 뼈 플레이트는 약 100 MPa의 하중 아래에, 제1 조각의 오목부에 제2 조각의 돌출부를 위치시킴에 의하여 접촉 패치를 갖는 제1 및 제2 조각을 연결시킴에 의하여 그 뒤에 만들어질 수 있다. 그 후 1640 °C의 국부적 단열 가열로 다층 경계면을 따라 급속 자전(self-propagating) 반응(상호 확산 및 결합 엔탈피의 방출)을 일으키도록 스파크 또는 레이저 펄스가 다층에 인가되어, 합금화를 통해 조각을 영구적으로 연결한다. 따라서 공장에서 또는 직접 병원에서 요구만 있으면 언제든지 열 반응성 합금으로 개개의 요구에 맞춘 뼈 고정 플레이트를 제작하는 것이 가능하다.

[0049] 본 발명에 따른 예시적 부착 방법은 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 서로 고정하기 위하여 반응성 용접, 브레이징(brazing)(예를 들어, 진공 브레이징 등), 레이저 용접, 전자빔 용접, 마찰 용접, 폭발 용접, 전류 용접, 크롬 용접, 아크 용접 및 저항 용접을 포함하는 임의의 용접을 사용할 수 있지만 이들로 제한되지는 않고, 선택되는 용접 방법은 뼈 플레이트(102, 104)의 물질과 그에 제공되는 코팅(들)과 관련된다. 예를 들어, 브레이징 기술은 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 결합시키기 위하여 사용될 수 있고, 브레이징은 용접을 일으키기 위하여 원하는 온도로 코팅을 가열한다. 또한, 진공 브레이징은 깨끗하고, 산소 오염이 없으면서 플럭스(flux)가 없는 연결을 제공하기 위하여 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)를 결합시키도록 사용될 수 있다. 구체적으로, 당업자들이 이해하는 바와 같이, 산소에 의하여 침투될 수 있는 뼈 플레이트(102, 104)의 일부만을 제거하기 위하여 선택된 층 제거의 깊이로, 임의의 산화층을 제거하기 위하여 브레이징 전에 진공 또는 스퍼터링에서 가열에 의하여, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)의 표면의 수 마이크로미터가 제거될 수 있다. 산화층의 제거는 본 발명의 범위로부터 벗어남 없이 본 발명에 개시된 용접 기술 중 어느 하나로 수행될 수 있음이 조심스럽게 제한된다. 일단 산화층이 제거되면, 브레이징 물질은 제1 및 제2 플레이트의 선택된 부분에 증착된다. 일 실시예에서, Ti-20Zr-20Cu-20Ni 납땜은 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 사이에 도포될 수 있다. 이어서 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)는 약 10 kPa의 압력에서 1×10^{-5} 또는 그 이상의 진공을 갖는 진공 오븐에서 서로를 향해 위치될 수 있다. 이 후 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)는 그들 사이의 금속간 결합을 형성하기 위하여 약 5 분 동안 약 1000 °C까지 가열될 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104)용 물질은 산화층을 제거할 필요를 건너뛰도록 덜 산화하기 쉽도록 선택될 수 있다.

[0050] 레이저 용접 기술은 동일 물질로 만들어진 두 개의 뼈 플레이트 부품을 서로 용접하기 위하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 뼈 고정 시스템(도시되지 않음)은 긴 뼈의 축에 대한 배치를 위하여 구성되는 보편적 축 부분(shaft portion)을 포함할 수 있다. 의사 또는 다른 사용자는 오른쪽 또는 왼쪽을 향하는 뼈 중 어느 하나의 머리에 대한 배치를 위하여 구성되는 머리 부분(head portion)을 선택할 수 있다. 머리와 축 부분은 동일한 금속 물질로 만들어지고 10 kPa의 압력으로 서로 인접하여 위치될 수 있다. 펄스 Nd:YAG 레이저는 표면적을 용접하기 위하여 뼈 플레이트의 제1 및 제2 부분 사이의 경계면에 평행하게 조준된다. 당업자들이 이해하는 바와 같이, 선택된 레이저원은 뼈 플레이트의 덩어리 물질로 실질적으로 낮은 열 응력을 인가하기 위하여 선택될 수 있다. 레이저 용접은 응집된 열원을 제공하여, 머리와 축 사이의 연결 영역에 초점 맞춰진 좁은 용접을 허용하고, 뼈 고정 시스템의 과잉 가열 없이 용접을 가능하게 한다. 위에서 인용된 뼈 고정 시스템(도시되지 않음)은 국부적인 용접을 가능하게 하는 전자빔 용접을 또한 사용할 수 있다. 전자빔 용접은 또한 더 작은 빔 직경의 장점을

제공한다. 금속간 화합물로 작동할 때, 전자빔 용접은 물질의 표면만을 녹인다. 당업자들이 이해하는 바와 같이, 레이저 용접 및 전자빔 용접은 뼈 고정 시스템의 제1 및 제2 부분 사이에 코팅을 제공함 없이 수행될 수 있다. 마찰 용접은 위에서 인용한 뼈 고정 시스템에서 또한 수행될 수 있고, 머리와 축 부분 중 어느 하나는 머리와 축을 서로 융합시키기에 충분한 열을 발생시키기 위하여 다른 하나에 대해 회전할 수 있다. 마찰 용접은 비록 서로 다른 물질로 만들어진 부품에서 제한된 적용을 가지지만 동일한 물질로 만들어진 두 개의 플레이트 부품을 결합시키기 위하여 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 수직 진동(예를 들어, 200 Hz; 1 mm 진폭)은 마찰 용접을 일으키기 위하여 플레이트 부품 사이에 인가될 수 있다. 당업자들이 이해하는 바와 같이, 전류 용접이 또한 사용될 수 있고, 소정의 전하를 가지는 전류가 머리와 축이 용접되도록 인가된다.

[0051] 아크 용접이 제1 및 제2 뼈 플레이트 부품을 결합하기 위하여 사용될 수 있고, 플레이트 부품의 접촉 표면을 액화시키기 위하여 전기 방전이 사용된다. 제한된 경우에, 폭발 용접이 사용될 수 있고, 뼈 플레이트의 두 개 이상의 평평한 부품이 고속 폭발물로 채워지고, 두 개 시트의 경계층을 압축시키고 용해/가소화시키도록 폭발될 수 있다. 당업자들이 이해하는 바와 같이, 저항 용접이 또한 사용될 수 있고, 높은 전류가 흐를 때 용접을 형성하는 열이 뼈 부품의 물질의 전기 저항에 의하여 발생될 수 있다.

[0052] 본 발명의 다른 예시적 실시예에서, 말단 반경/수동 고정 시스템을 위하여 구성되고 치수화된 뼈 플레이트 조각은 316L 강(steel)으로부터 만들어지는 중심 조각(central segment)을 포함하도록 만들어질 수 있고, 316L 강 특성은 주요 골절의 중립화 또는 압축을 위한 높은 안정성을 제공한다. 중심 조각은 오목부를 더 포함하고, 오목부는 독립된 호일(free-standing foil)(도시되지 않음)에 의하여 중심 조각을 추가 부조각(side segments)(도시되지 않음)에의 부착을 가능하게 하도록 구성된다. 이러한 구성은 복수의 그리고 복잡 골절(communited fractures)에서의 조각 또는 손목 관절의 복원을 안정화시키기 위하여 다양한 각 스크류(angle screws)와 K-와이어의 삽입을 가능하게 한다. 독립된 호일은 예를 들어 각각이 40 nm 두께와 100 μ m AuSn 땀납인, Ti/Ni 2000 주기의 다층 적층이다. 독립된 호일을 특징으로 하는 대응부분 돌출부(counterpart protrusions)는 수술 전에 CT 이미지에 따라 병원에서 제공되고 조립될 수 있다. 중심 조각과 대응부분 돌출부는 에탄올/아세톤 혼합물에서 연결 전에 초음파로 세척되고, 연결 공정 중 70 MPa로 하중 받게 된다.

[0053] 본 발명의 다른 예시적 실시예에서, 뼈 플레이트(도시되지 않음)는 두 개 이상의 조각으로 만들어진다. 각 조각은 두 개 이상의 조각을 서로 연결시킴에 있어 반응성과 지원을 허용하도록 배열되는 하나 이상의 접촉 표면을 가진다. 예를 들어, 제1 조각의 제1 접촉 표면은 제2 조각의 제2 접촉 표면에 같은 모양이 되게 성형된다. 제1 및 제2 접촉 표면 중 적어도 하나는 이전에 더 상세하게 설명된 바와 같이 다층을 갖는다. 뼈 플레이트(도시되지 않음)는 제1 접촉 표면을 제2 접촉 표면과 접촉시킴에 의하여 그리고 먼저 설명된 바와 같이 다층을 점화시킴에 의하여 만들어진다. 제1 및 제2 접촉 표면은 형상에서 서로 같은 모양이므로, 그들 사이의 접촉은 제1 및 제2 조각 사이에서 만들어지는 결합이 강하다는 것을 보장하기에 충분하다. 접촉 표면의 크기는 뼈 플레이트의 크기에 따르지만, 그러나 예시적 실시예에서, 적어도 1 mm²이다. 접촉 표면은 두 접촉 표면이 서로 가깝게 접촉하고 있는 한 임의의 형상이 될 수 있다. 예를 들어, 접촉 표면은 조각의 길이방향 축에 수직으로 연장하는 오목부 또는 돌출부가 없는 조각의 직선 끝단일 수 있다. 다른 예에서, 접촉 표면은 조각의 길이방향 축에 대해 사선으로 기울어진 모서리일 수 있다. 다른 예에서, 표면은 하나 이상의 계단을 특징으로 한다. 표면은 똑바르거나 조각의 길이방향 축에 대해 기울어질 수 있고, 곡선(curvy), 파동형(wavy) 또는 울퉁불퉁할(bumpy) 수도 있다. 당업자들이 이해하는 바와 같이, 많은 다른 변형이 또한 생각되고 본 발명의 범위 내에 놓일 수 있음이 또한 주목된다.

[0054] 외상 수술에서, 기계적으로 안정한 잠금을 유지하는 동안 잠금판(locking plate) 고정을 위한 스크류 각도의 큰 다양성에 대한 요구사항이 종종 있다. 이러한 다양한 각도 잠금 메카니즘은 뼈 플레이트에서 형성되는 스크류 구멍에 다층 접촉 패치를 증착함에 의하여 만들어질 수 있다. 뼈 플레이트를 통해 연장되는 스크류 구멍은 충분한 접촉 면적이 그들 사이에서 만들어지도록(예를 들어, 반구형 뼈 스크류 구멍에 묻힌 반구형 스크류 머리를 이용하여) 구성되고 치수화된다. 뼈 스크류 구멍은 예를 들어, 각각이 약 20 nm 두께인 Ti/Ni 500개 요소의 다층 적층으로 코팅된다. 뼈 플레이트와 뼈 스크류가 뼈에서 성공적으로 위치될 때, 뼈 스크류는 약 50 내지 100 MPa의 충분한 접촉 압력을 이루기 위하여 뼈 스크류 구멍으로 클램프된다. 이후, 다층 적층은 전기 펄스에 의하여 점화되어, 뼈 스크류를 뼈 플레이트에 용접시킨다. 뼈 스크류와 뼈 플레이트는 뼈로부터 그 제거가 가능하도록 부러트릴 수 있다.

[0055] 본 발명에 따른 예시적 용접 기술은 제1 및 제2 뼈 플레이트(102, 104) 사이 및/또는 근위와 말단 금속성 부분(206, 208) 사이에서 연결을 확실히 하여, 이식 이후에 부품의 서로에 대한 어떠한 움직임도 방지한다. 전통적인 장치는 시간에 걸쳐 종종 마모되는 분리 플레이트 부품 사이의 기계적 연결을 사용하여, 갈바닉 부식으로 이

끌 수 있는 부품 사이의 마찰을 일으킨다. 본 발명에 따른 용접 기술은 부품의 서로에 대한 이러한 마찰 움직임을 제거한다.

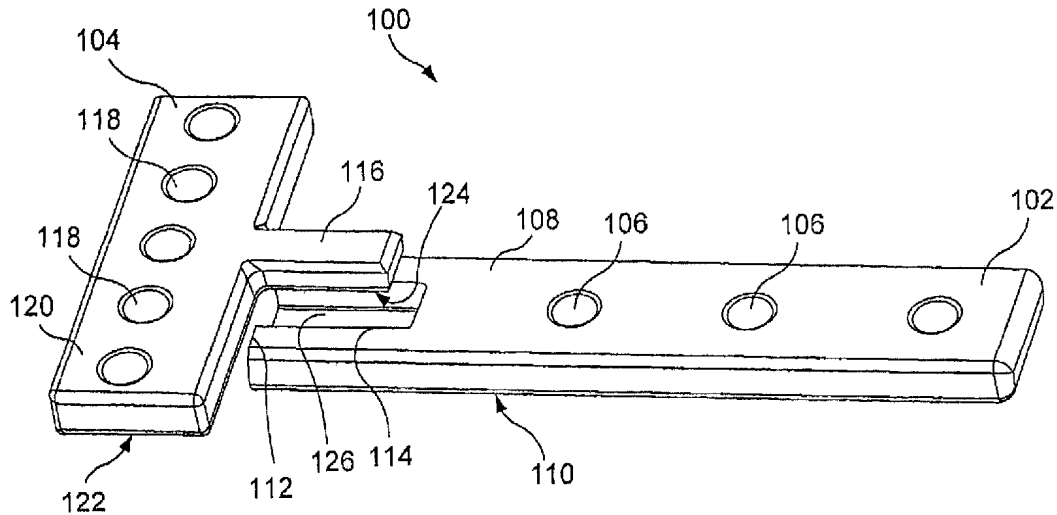
[0056] 본 발명에 따른 예시적 시스템은 키트(kit)로서 제조될 수 있다. 키트는 특정 뼈 고정 공정의 요구사항을 따르도록 수술 전에(예를 들어, 수술실에서) 서로 부착될 수 있는 두 개 이상의 분리된 뼈 플레이트 조각을 포함할 수 있다. 키트는 본 발명에서 개시된 예시적 용접 기술에 대한 지시를 또한 포함할 수 있다.

[0057] 이상 비록 본 발명과 그 장점이 자세히 설명되었지만, 다양한 변화, 대체 및 변형이 첨부된 청구범위에 의하여 정의되는 바와 같은 본 발명의 정신과 범위를 벗어남 없이 본 발명에서 만들어질 수 있다. 또한, 본 출원의 범위는 상세한 설명에서 설명된 공정, 기계, 제조, 물질의 조성, 수단, 방법 및 단계의 특정 실시예로 제한되도록 의도되지 않는다. 당업자가 본 발명의 개시로부터 이미 인식하게 되는 바와 같이, 본 발명에서 설명되는 해당하는 실시예로서 실질적으로 동일한 기능을 수행하거나 실질적으로 동일한 결과를 성취하는, 현재 존재하거나 앞으로 개발될 공정, 기계, 제조, 물질의 조성, 수단, 방법 또는 단계가 본 발명에 따라 활용될 수 있다.

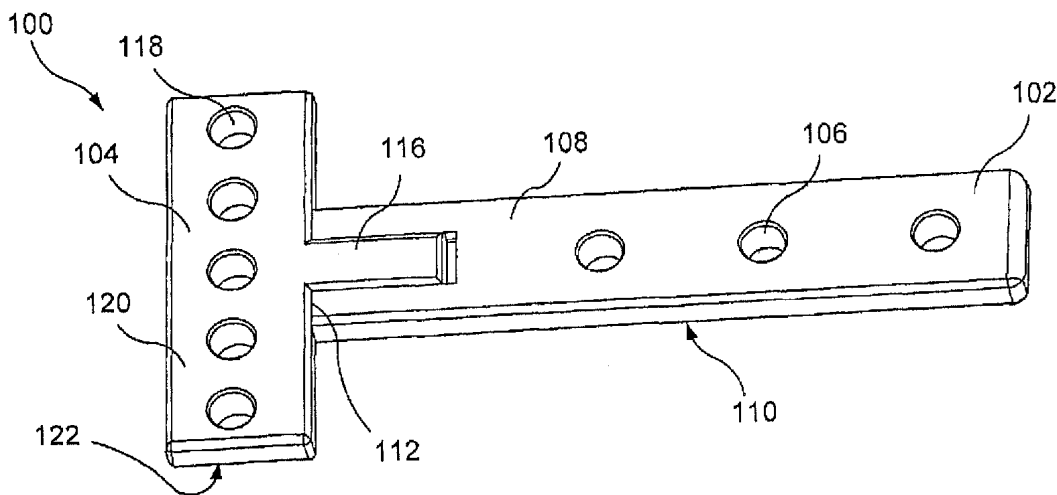
[0058] 발명의 다양한 변형과 개조가 첨부된 청구범위의 넓은 범위로부터 벗어남 없이 만들어질 수 있음이 당업자들에게 의하여 인식될 것이다. 이들 중 일부는 위에서 설명되었고 다른 것들은 당업자들에게 명백할 것이다.

도면

도면1



도면2



도면3

