(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0089577
(43) 공개일자 2017년08월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61K 6/00 (2006.01) *A61C 8/00* (2006.01)
A61K 6/02 (2006.01) *A61K 6/08* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61K 6/0073 (2013.01)
A61C 8/0013 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0009961
(22) 출원일자 2016년01월27일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
이창화
인천광역시 중구 은하수로 377 ,783동301호(중산동,인천영종한양수자인아파트)
(72) 발명자
이순민
서울시 강서구 공항대로 534길 6-4

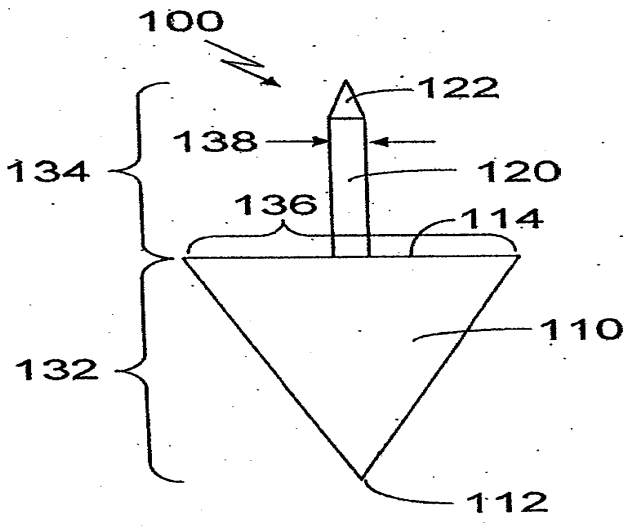
전체 청구항 수 : 총 29 항

(54) 발명의 명칭 **잇몸과 뼈를 성장시키고 보존하기 위한 임플란트 및 방법**

(57) 요 약

여기에 설명된 실시예들은 뼈를 성장시키고 보존하기 위한 필요로서 추출 자리에 배치되는 필러에 관한 것이다. 필러는 치아 발치에 이어지는 일반적인 턱 뼈 악화를 방지하도록 새로운 뼈의 충분한 성장을 촉진한다. 필러는 빠른 성장을 위해 새로운 뼈 성장과 각각의 턱뼈의 원래 윤곽을 보존하기 위해 이상적인 성장 환경을 형성, 배치 및 가공한다. 여기에 설명된 추가 실시예들은 손상 또는 손실된 치아의 치간유두가 재성장할 수 있도록 스캐폴드를 제공하도록 배치된 치아 임플란트에 관한 것이다. 치아 임플란트는 방향성을 갖는 세포 성장을 가능하게 하기 위하여 마이크로 패턴을 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61C 8/0018 (2013.01)
A61K 6/0205 (2013.01)
A61K 6/08 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

뼈를 성장시키고 보존하기 위한 필러로서, 구강 공동에 새로운 뼈 성장을 야기하는 제1 물질을 포함하며, 상기 제1 물질은 상기 공동으로 상기 제1 물질이 주입되어 상기 공동의 형상에 맞추어지도록 점성을 갖고, 상기 제1 물질은 상기 공동에 주입된 후에 상기 공동에서 경화되는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

점성을 갖는 제2 물질을 더 포함하고, 상기 제2 물질은 상기 공동에 주입되어 상기 제1 물질의 형상에 맞추어지게 되고, 상기 제2 물질은 상기 공동으로 주입된 후에 상기 공동에서 경화되는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제1 물질은 바이오세라믹 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제2 물질은 중합체를 포함하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 중합체는 생분해성 중합체인 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 필러가 이가 없는 잇몸의 마루 안에 배치되는 경우, 상기 필러는 상기 마루의 보존을 가능하게 하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 필러가 이가 없는 잇몸의 마루 위에 배치되는 경우, 상기 필러는 상기 마루의 성장을 가능하게 하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 제1 물질은 2 이상의 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 제1 물질은 바이오세라믹 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 제1 물질은 골형성 단백질을 포함하는 것을 특징으로 하는 필러.청구항 11

제 1 항에 있어서, 상기 제1 물질은 경화되면 상기 제1 물질을 통해 새로운 뼈가 성장하도록 구성된 격자형 형상으로 형성되는 것을 특징으로 하는 필러.

청구항 11

뼈 성장 방법으로서,

추출 자리에 제1 물질을 배치하고, 상기 추출 자리에 제2 물질을 배치하는 것을 포함하고, 상기 제1 물질은 상기 추출 자리의 형상에 맞추어지도록 점성을 갖고,

상기 제2 물질은 상기 제1 물질의 형상에 맞추어지도록 점성을 갖는 것을 특징으로 하는 뼈 성장 방법.

청구항 12

제 12 항에 있어서,

상기 제1 물질은 바이오세라믹 물질을 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 성장 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 제2 물질은 생분해 중합체를 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 성장 방법.

청구항 14

제 12 항에 있어서,뼈에 빈 공간을 형성하기 위해 상기 제1 물질에 형성된 골유착 뼈 구조물의 중심을 파내고; 상기 뼈의 빈 공간에 임플란트 장치를 삽입하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뼈 성장 방법.

청구항 15

손상 또는 손실된 치간유두를 재성장시키기 위한 치아 임플란트로서,

마이크로 패턴에서 잇몸의 세포들이 방향성을 갖고 성장하게 하는 크기의 마이크로 패턴을 포함하는 몸체부; 및 환자의 턱에 치아 임플란트를 고정하기 위해 상기 몸체부에 연결된 앵커부를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 16

제 16 항에 있어서,

상기 몸체부는 삼각형 형상을 갖는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 몸체부는 상기 마이크로 패턴이 형성된 코팅을 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 18

제 18 항에 있어서,

상기 코팅은 생분해성 중합체인 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 마이크로 패턴은 복수의 골, 마루 중 어느 하나 또는 이들 모두를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 20

제 16 항에 있어서,

상기 마이크로 패턴은 복수의 마이크로-튜브를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 21

제 16 항에 있어서,

상기 마이크로 패턴은 잇몸의 상기 몸체부로의 접착성을 증가시키도록 환자의 잇몸 라인에 배치되는 상기 몸체부의 영역에 형성된 복수의 기둥을 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 22

제 22 항에 있어서,

상기 마이크로 패턴은 상기 잇몸 라인을 넘어서 연장되도록 구성된 상기 몸체부의 일부에 배치되는 복수의 골, 마루, 마이크로 튜브 중 어느 하나 또는 이들 모두를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 23

제 16 항에 있어서,

상기 앵커부는 스크류를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 24

제 16 항에 있어서,

상기 앵커부는 상기 앵커부를 통하여 뼈 성장이 가능해지도록 복수의 홀을 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트.

청구항 25

손상 또는 손실된 치간유두를 재성장시키기 위한 치아 임플란트 삽입 방법으로서,

마이크로 패턴에서 잇몸의 세포들이 방향성을 갖고 성장하게 하는 크기의 마이크로 패턴을 포함하는 몸체부와, 환자의 턱에 치아 임플란트를 고정하기 위해 상기 몸체부에 연결된 앵커부를 포함하는 치아 임플란트를 마련하고, 상기 잇몸이 재성장될 영역으로 상기 몸체부가 잇몸 라인 내에서 부분적으로 위치하고 상기 잇몸 라인 밖으로 부분적으로 연장되도록 두 개의 치아 사이에 환자의 턱으로 앵커부를 삽입하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트 삽입 방법.

청구항 26

제 26 항에 있어서,

상기 몸체부는 마이크로 패턴이 형성된 코팅을 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트 삽입 방법.

청구항 27

제 27 항에 있어서,

상기 코팅은 생분해성 중합체인 것을 특징으로 하는 치아 임플란트 삽입 방법.

청구항 28

제 26 항에서,

상기 마이크로 패턴은 복수의 골, 마루, 마이크로 튜브 중 어느 하나 또는 이들 모두를 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트 삽입 방법.

청구항 29

제 26 항에 있어서,

상기 마이크로 패턴은 잇몸의 상기 몸체부로의 접착성을 증가시키도록 상기 몸체부의 영역에 배치된 복수의 기둥을 포함하는 것을 특징으로 하는 치아 임플란트 삽입 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 여기서 설명된 실시예들은 일반적으로 치과 수술을 위한 장치 및 방법에 관한 것이며, 특히 치은(잇몸)과 뼈를 보존 및/또는 성장시키는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 뽑히거나 그렇지 않으면 손실된 치아가 즉시 이식되거나 임플란트로 교체되지 않은 경우, 시간에 거쳐서 턱(치조) 뼈의 위축이 일어난다. 결과적으로 오랜 시간 동안 부분적으로 이가 없는 사람은 의치를 단단히 지지할 수 없는 위축된 치조정을 갖는 상태로 남게 된다. 더 나아가, 이가 없는 사람은 외관이 나빠지고 씹는 능력이 악화되어, 각각의 구강 건강의 질이 열악한 상태가 되어 치료가 되어야만 한다.

[0003] 치조 뼈의 내부 부분은 말하거나, 먹는 등의 동안에 치아의 움직임에 의해 야기된 충격을 흡수할 수 있는 독특한 특성을 갖는 연질의 소주골(trabecular bone)로 구성된다. 치아의 제거와 이 영역의 뼈 압력 자극의 부재의 결과 치조 뼈가 흡수된다. 그 결과 치조정은 이전 높이의 40-60%가 손실될 수 있다. 최초 40-60%의 손실 후에, 치조 뼈는 매년 0.5-1.0 ㎜의 뼈 손실 속도로 계속해서 흡수된다.

[0004] 또한, 치아가 뽑힌 경우, 지지 뼈의 부족으로 나중에 삽입된 보철물 또는 임플란트의 부하를 충분히 지지하는 데에 실패하게 된다. 이것은 악화된 뼈가 부드러워지고, 다공질이 되고, 덜 치밀해지고, 스폰지 같이 되는 성질로 인해 점차 약해진 치조 뼈의 부작용이다. 또한, 치아 임플란트는 뼈의 다공성 특성과 뼈 밀도의 부족으로 실패하는 경향이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 건강한 치아 및 치경(잇몸)에서, 작은 공간(치간공극(embrasure))들이 잇몸 라인의 치간유두 근처의 치아들 사이에 존재할 수 있다. 치아의 치간유두는 치아들 사이의 공간을 덮는 잇몸 라인의 작은 삼각형 부분이다. 특정한 경우에, 상기 치간유두는 부적절한 구강 위생 또는 치은염 및 치근막염과 같은 잇몸병으로 인해 손상될 수

[0006] 있다. 잇몸의 후퇴는 치간공극의 크기를 증가시킨다. 심각한 경우에, "블랙트라이앵글 병(black triangle disease)으로 알려진 공간들이 확장되고 치아 사이의 공간이 커질 수 있다. 치아의 틈이 보기 흉해지고, 심각한 경우에 말하는 것 그리고/또는 먹는 것이 어려워질 수 있다. 블랙 트라이앵글 병은 잇몸 이식과 다른 수술들을

[0007] 포함하는 다양한 방법으로 치료되었었다. 그러나, 잇몸이 형성될 기초 물질이 없기 때문에, 치간유두의 재생은 매우 느리거나 불가능하다.

[0008] 잇몸과 뼈를 성장시키고, 보존하고 및 지지하기 위한 개선된 물질 또는 기술들이 손실 또는 손상된 잇몸 조직을 재-성장시키고, 치조정의 악화를 감소시키고, 구강 보철물 또는 임플란트의 치조 뼈 지지부를 보강하는 데에 필요하다.

과제의 해결 수단

[0009] 여기서 설명된 실시예들은 치간유두의 잇몸 조직이 다시 성장할 수 있는 기초 물질을 제공하는 치아 임플란트를 포함한다. 치아 임플란트는 몸체부와 상기 몸체부에 부착된 앵커부를 포함한다. 앵커부는 환자의 턱뼈에 삽입되어 치간유두의 영역에 치아 임플란트를 고정한다. 몸체부는 잇몸 라인에 잇몸이 재성장을 가능하게 하기 위하여 일-방향 또는 양-방향으로 세포 성장을 가능하게 하여 미소구조(micro-texture)를 포함할 수 있다. 치아 임플란트는 치아 임플란트가 환자의 턱뼈에서 제거될 필요가 없도록 전체적으로 또는 부분적으로 생분해성 물질로만들어질 수 있다.

발명의 효과

[0010] 또한, 여기서 설명된 실시예들은 새롭게 뽑힌 자리에 맞추어지도록 점성 형태의 존재하는 뼈 조직에 온레이(onlay)되거나 잇몸의 뽑힌 자리에 전체적으로 배치되는 필러를 포함한다. 필러는 치조 내의 뼈 형성(보존 및성장)을 가능하게 하도록 구성된다. 필러는 턱 뼈 결함의 다양한 사이즈와 형상에 맞추어 채우는 데에 사용될

[0011] 수 있다. 하나 이상의 생체 적합 물질들이 골유도(osteoinduction) 또는 골전도(osteoconduction)에 의한 뼈성장 환경을 보강하도록 구성된 고체, 매트릭스 또는 매시-유사 구조로 주입되고 경화된다. 선택적으로, 이 후에 강화 중합체 및/또는 합성물 코팅이 구강 환경으로부터 필러를 덮고 보호하도록 주입된다. 주입 및 경화 후에, 필러는 뼈의 보존 및/또는 성장을 위한 새로운 뼈 성장을 가능하게 한다. 시간에 걸쳐서, 성장하는 뼈와 필러 사이의 통합으로 얻어진 통합된 뼈 조직 발달한다. 일단 적절한 뼈 성장이 이루어지면, 통합된 뼈 구조물은 보철물을 지지할 수 있고, 치아 임플란트 장치를 수용하는 영역으로서 사용될 수 있다. 따라서, 결과적인 기초물은 뼈 조직을 보존 및/또는 성장시키기 때문에 보철물 또는 임플란트를 위한 지지, 정착 및 고정하는 힘을 강화시키게 된다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 여기서 설명되는 일 실시예에 [0009] 따른 치아 임플란트를 도시한다.

도 2는 여기서 설명되는 다른 실시예에 따른 치아 임플란트를 도시한다.

도 3은 여기서 설명되는 또 다른 실시예에 따른 치아 임플란트를 도시한다.

도 4는 여기서 설명되는 또 다른 실시예에 따른 치아 임플란트를 도시한다.

도 5는 여기서 설명되는 또 다른 실시예에 따른 치아 임플란트를 도시한다.

도 6a 내지 도 6c는 여기서 설명되는 실시예에 따른 치아 임플란트의 이식 방법의 다양한 단계들을 도시한다.

도 7a 내지 도 7c는 여기서 설명되는 실시예에 따른 뼈를 성장시키는 다양한 단계들을 도시한다.

도 8은 여기서 설명되는 또 다른 실시예에 따른 뼈를 성장시키는 방법을 도시한다.

도 9는 여기서 설명되는 또 다른 실시예에 따른 뼈를 성장시키는 또 다른 방법을 도시한다.

도 10은 여기서 설명되는 실시예에 따른 미세-기둥 어레이를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 여기서 설명된 실시예들은 뼈를 성장시키고 보존하기 위한 기구 및 방법을 제공하고, 특히 치조정 악화를 감소시키고, 보철물의 지지를 보강하고, 치아 돌기 영역의 잇몸 라인에서 잇몸 조직의 재성장에 특히 적합한 뼈 기구 및 방법을 제공한다. 다음의 설명에서, 본 실시예들의 완벽한 이해를 제공하기 위해, 재료 유형, 크기들, 특정 조직들 등과 같은 여러 가지 세부사항들이 제시된다. 생물 의학 분야에서 통상의 지식을 가진 전문가들은 이러한 많은 세부사항들 없이 수행될 수 있을 것이라는 것을 이해할 것이다. 다른 예에서, 잘 알려진 기구들, 방법들 및 생화학적 과정들은 본 발명을 불분명하게 하는 것을 피하기 위해 자세하게 설명되지는 않았다.

[0014] 상술한 바와 같이, "블랙 트라이앵글 병"으로 알려진 현상에서, 치간유두(papilla)로서 알려진 잇몸 라인의 일부는 치아 사이에 큰 공간이 남아 손상될 수 있다. 잇몸이 재성장할 수 있는 기초 물질 또는 다른 지지부를 갖고 있지 않기 때문에, 치간유두의 재생은 느리거나 불가능할 것이다. 여기서 설명된 실시예들은 돌기가 재성장할 수 있는 기초 물질을 제공하는 치아 임플란트를 제공함으로써 이 문제에 대한 해결책을 제공한다.

[0015] 이제 도 1을 참조하면, 여기서 같은 부품에는 같은 도면 부호가 부여되었고, 몸체부(110)와 상기 몸체부(110)에 부착된 앵커부(120)를 구비한 치아 임플란트(100)가 도시되어 있다. 상기 앵커부(120)는 잇몸 내에 부분적으로 몸체부(110)를 고정하도록 환자의 턱뼈에 이식되도록 구성되고, 또한 그렇지 않으면 손상되지 않은 치간유두가 위치했을 영역으로 잇몸 밖으로 연장되도록 구성된다. 몸체부(110)는 폭(136)과 종단부(112)를 갖는 기부(114)를 포함한다. 몸체부는 그렇지 않으면 치간유두가 차지했을 영역을 차지하도록 잇몸 밖으로 연장되면서 잇몸 내에 부분적으로 위치하게 되는 적절한 크기의 높이(132)와 폭(136)을 갖는다. 몸체부의 높이(132)와 폭(136)은 특정 치간 공간에 보다 정밀하게 맞추어지도록 수정될 수 있다.앵커부(120)는 몸체부(110)에 부착되고 몸체부(110)의 기부(114)로부터 돌출된다. 앵커부(120)는 제 위치에 단단히 치아 임플란트(100)를 고정하도록 환자의 턱 뼈 내에 이식되도록 구성된다. 앵커부(120)는 종단부(122)를 포함하고, 상기 종단부는 턱 내로 쉽게 삽입하기 위해 뾰족한 형상을 가질 수 있다. 앵커부(120)의 폭(138)과 길이(134)는 환자의 턱에 보다 정확하게 맞도록

그리고 적절한 위치에 몸체부(110)를 고정하도록 조절될 수 있다. 앵커부(120)는 예를 들면, 외과용 강철, 세라믹, 또는 중합체로 만들어질 수 있다. 앵커부(120)는 몸체부(110)와 같거나 다른 물질로 만들어질 수 있고, 몸체부(110)에 통합될 수 있다. 앵커부는 턱에 의해 재흡수 되도록 생체 적합 물질로 만들어질 수 있다.

[0016] 몸체부(110)는 도 1에 도시된 실시예에서는 삼각형 형상을 갖고 있으나, 직사각형, [0014] 부분적 타원형, 다른 다면체 형상, 불규칙한 형상 및 복합 형상을 포함하는 다른 형상도 또한 가능하다. 예를 들면, 도 2는 기부(214)와 종단부(212)를 구비한 몸체부(210), 종단부(222)를 구비하고 몸체부(210)의 기부(214)로부터 연장된 앵커부(220)를 포함하는 또 다른 실시예에 따른 치아 임플란트(200)를 도시한다. 도 2에 도시된 바와 같이, 몸체부(210)는 사다리꼴과 같은 형상을 갖는다.

[0017] 몸체부(110)가 6개월 이상까지 반응하지 않고 남아있도록 몸체부(110)는 비분해성 물질로 만들어질 수 있다. 몸체부(110)는 예를 들면 수산화인회석(hydroxyapatite), 강화 폴리에틸렌(polyethylene) 복합물, 베타 삼인산칼슘(betatricalciumphosphate), 대체 인산칼슘, 생체활성 유리, 재흡수 인산칼슘, 알루미나(alumina), 지르코니아(zirconia) 등과 같은 분해 또는 비분해 바이오세라믹 물질로 형성될 수 있다. 또한, 생물 분해 중합체와 바이오세라믹 물질이 결합된 복합체 물질들이 몸체부(110)를 형성하는 데에 사용될 수 있다. 몸체부(110)는 무독성 부산물을 형성하는 특성을 갖는 기술분야에서 알려진 어떤 유형의 재료를 포함할 수 있다는 것을 이해해야 한다.예를 들면, 몸체부(110)는 폴리우레탄(polyurethane), 폴리오르토에스테르(polyorthoester), 폴리비닐알콜

[0018] (polyvinyl alcohol), 폴리아미드(polyamide), 폴리카보네이트(polycarbonate), 폴리(에틸렌)글리콜(poly(ethylene) glycol), 폴리락트산(polylactic acid), 폴리글리콜산(polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(polycaprolactone), 폴리비닐피롤리돈(polyvinyl pyrrolidone), 해상 접착 단백질(marine adhesive protein), 및 시아노아크릴레이트(cyanoacrylate), 또는 유사물들, 혼합물들, 결합물들, 및 이들의 유도체들과 같은 합성 중합체(단독 또는 결합으로) 형성될 수 있다. 또한, 몸체부(110)는 아가로스(agarose), 알지네이트(alginate), 피브린(fibrin), 피브리노겐(fibrinogen), 파이브로넥틴(fibronectin), 콜라겐(collagen), 젤라틴(gelatin), 히알루론산(hyaluronic acid), 및 다른 적당한 중합체들 및 생물 중합체 물질, 또는 유사물들, 혼합물들, 결합물들 및 이들의 유도체와 같은 자연적으로 발생하는 중합체들 또는 원시적으로 파생되는 중합체들(단독 또는 결합으로) 형성될 수 있다. 또한, 몸체부(110)는 자연적으로 발생하는 생물 중합체 물질들 및 합성 중합체 물질들의 혼합으로부터 형성될 수 있다. 선택적으로, 몸체부(110)는 콜라겐 겔, 폴리비닐 알코올 스펀지, 폴리(D,L-락

[0019] 티드-코-글리콜라이드)섬유 매트릭스(poly(D,L-lactide-co-glycolide) fiber matrix), 폴리글락틴 섬유(polyglactin fiber), 칼슘 알지네이트 겔(a calcium alginate gel), 폴리글리콜산 매시(polyglycolic acidmesh), 폴리에스테르(예를 들어 폴리(L-락트산)(poly-(L-lactic acid)) 또는 폴리안하이드라이드

[0020] (polyanhydride)), 다당류(예를 들면, 알지네이트),폴리포스파젠(polyphosphazene), 또는 폴리아크릴레이트

[0021] (polyacrylate), 또는 폴리에틸렌 옥사이드-폴리프로필렌 글리콜(polyethylene oxide-polypropylene glycol)블록 공중합체로 형성될 수 있다. 몸체부(110)는 단백질(예를 들어 피브린, 콜라겐, 파이브로넥틴과 같은 세포 외 매트릭스 단백질), 중합체(예를 들어, 폴리비닐 피롤리돈), 또는 히알루론산으로부터 생성될 수 있다. 또한,합성 중합체는 생분해성 중합체(예를 들어, 폴리(락티드)(poly(lactide)), 폴리(글리콜산(poly(glycolic acid)), 폴리(락티드-코글리콜라이드)(poly(lactide-co-glycolide)), 폴리카프로락톤)(poly(caprolactone)),

[0022] 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리안하이드라이드, 폴리아미노산, 폴리오르토에스테르, 폴리아세탈(polyacetal), 폴리시아노아크릴레이트(polycyanoacrylate)), 분해성 폴리우레탄, 비-분해 중합체(예를 들면, 폴리아크릴레이트, 에틸렌-비닐-아세테이트 중합체 및 다른 아크릴 대체 셀룰로오스 아세테이트 및 그 유도체),

[0023] 비분해 폴리우레탄, 폴리스티렌, 폴리염화비닐, 폴리비닐 불화물, 폴리(비닐이미다졸)(poly(vinylimidazole)), 클로로술폰화된 폴리올리핀(chlorosulphonated polyolefin), 폴리에틸렌 산화물, 폴리비닐 알콜, 테플론

[0024] (R)(teflon(R)), 및 나일론을 포함하여 사용될 수 있다. 다른 실시예로서, 몸체부(110)는 인산 사칼슘(Ca4P209), 비정질 인산칼슘, 알파-삼인산칼슘(Ca3(P04)2), 베타-삼인산칼슘(Ca3(P04)2) 및 수산화인회석(Ca10(P04)6(0H)2)과 같은 칼슘 인산염 세라믹으로 형성될 수 있다. 다른 실시예에서, 몸체부(110)는 알루미나 또는 지르코니아로 형성될 수 있다.

[0025] 몸체부(110)는 더 빠른 치료를 가능하게 하도록 치아 임플란트(100)를 따라서 잇몸 라인의 방향성 성장(directional growth)을 가능하게 하는 코팅을 포함할 수 있다. 중합체 코팅은 몸체부(110)의 앞 및/또는 뒤에 적용될 수 있다. 일 실시예에서, 코팅은 21일 이상까지 코팅이 반응하지 않고 남아 있게 하는 두께를 갖는 물질

[0026] 로 만들어질 수 있다. 예를 들면, 코팅은 중합체 코팅일 수 있다. 중합체 코팅은 예를 들면 생체적합성 및 생물분해성, 잇몸들과의 기계적 일치성, 최소 염증 반응의 유도, 및 치료법상 또는 제약상의 약물 제제를 전달하는 능력 같은 다양한 특성들의 조합을 포함할 수 있다. 중합체 코팅은 폴리락트산 또는 다른 하이드로겔(hydrogel)을 포함할 수 있다. 중합체 코팅은 예를 들면 100% 중합체와 같은 완전 중합체 물질일 필요가 없고, 바이오세라믹 물질, 복합 하이드로겔, 및 중합체로서 알려진 조합을 포함하는 복합 물질일 수 있다는 것으로 이해될 수 있어야 한다. 게다가, 중합체 코팅은 콜라겐 펠트(collagen felt) 또는 폴리락트산, 폴리에테르 등과 같은 유사한 반강성 물질과 같은 막으로 만들어질 수 있다. 바람직한 실시예에서, 중합체 코팅은 생체-분해성 중합체일 수 있다. 바람직한 생체-분해성 중합체는 중합체를 사용하기 쉽게 만드는 다루기 쉬운 특성(즉, 조작자가 어

[0027] 떻게 사용하는 지를 배우기 위한 추가적 훈련 시간을 필요로 하지 않고, 장기간, 무제한 품질 수명을 갖고, 경제적이고, 환자에게 상당한 비용을 부가하지 않고, 수용 자리에 일치하고, 높은 생체적합성 및 부분적인 생분해성을 갖고, 낮은 생산 비용, 배치 후 생체 모방적이고, 분리하기 쉽고, 세포 성장 및 분화를 돕고, 그리고 (주변 조직으로부터 상처 회복 숙주 세포를 모으는) 주화성을 갖는 특성)들과 같은 특성들을 나타낸다. 상기 중합체 코팅은 액상 또는 점성 겔 물질로서 필러(filler)에 주입될 수 있다.일 실시예에서, 중합체 코팅은 미국공개특허 제2003/0118692호에 기재된 [0018] 것과 같은 글리세롤과 디아시드(diacid)의 생분해성 축합 중합체를 포함할 수 있고, 그 기재는 전체로서 여기에 포함된다. 예를 들면, 상기 중

[0028] 합체는 폴리(글리세롤 세바케이트)(poly(glycerol sebacate)), 저아크릴화(acrylation)된 폴리(글리세롤 세바

[0029] 케이트)-아크릴레이트(poly(glycerol sebaeate)-acrylate), 고 아크릴화된 폴리(글리세롤 세바케이트)-아크릴레이트, 폴리(글리세롤 세바케이트)-아크릴레이트-코-폴리(에틸렌 글리콜) 네트워크, 폴리(글리세롤 말로네이트)(poly(glycerol malonate)), 폴리(글리세롤 숙시네이트)(poly(glycerol succinate)), 폴리(글리세롤 글루타레이트(poly(glycerol glutarate)), 폴리(글리세롤 아디페이트)(poly(glycerol adipate)), 폴리(글리세롤 피멜

[0030] 레이트)(poly(glycerol pimelate)), 폴리(글리세롤 수베르산염)(poly (glycerol suberate)), 폴리(글리세롤 아젤레이트)(poly(glycerol azelate)), 10 이상, 15 이상, 20 이상, 및 25 이상의 탄소 원자를 갖는 글리세롤과 디아시드 중합체들, 글리세롤과 비-지방족(non-aliphatic) 디아시드의 중합체 및 그 혼합물들로 만들어질 수 있다. 다양한 실시예에서, 테레프탈산(terephthalic acid) 및 카르복시페녹시프로판(carboxyphenoxypropane)과같은 아민(amine) 및 방향족 그룹들은 탄소 고리에 통합될 수 있다. 또한, 디아시드는 치환기를 포함할 뿐만 아니라, 교차 결합이 가능한 자리의 수를 증가시키기 위한, 아민과 하이드록시기, 중합체의 생물학적 특성을 고치기 위한 아미노산과 다른 생체분자들, 및 중합체 내의 사슬-사이 상호작용을 고치기 위한 방향족 그룹들, 지방족 그룹들 및 할로겐 원소와 같은 것을 포함할 수 있다.중합체 코팅은 생체분자, 친수성 그룹, 소수성 그룹, 비-단백질 유기체 그룹, 산, 저분자, 생체활성 시제, 방출-제어 치료 시제 또는 약학적 제제, 또는 그 결합을 더 포함할 수 있다. 상기 중합체는 보다 빠른 치료를 위하여 잇몸 조직과 맞는 세포들의 핵이 될 수 있다.

[0031] 중합체 코팅은 접착성을 향상시키고 미국 가출원 제61/238,019에 설명된 방향성 세포 성장을 촉진하기 위하여 그 표면에 배치된 마이크로 패턴(micro-pattern)을 포함할 수 있고, 상기 가출원은 그 전체로서 여기에 포함될 수 있다. 마이크로 패턴은 빠르고 효과적인 치료를 촉진하기 위하여 잇몸의 세포를 마이크로 패턴 내에서 하나 또는 두 개의 방향으로 성장하게 하는 크기를 갖는다. 다양한 실시예에서, 마이크로 패턴은 마이크로-튜브, 마이크로-마루, 마이크로-골 또는 이들의 조합으로 만들어질 수 있다. 특정 실시예에서, 마이크로 패턴은 치아 임플란트의 몸체부 위에 방향성을 갖고 배치될 수 있다.

[0032] 일 실시예에서, 도 10에 도시된 바와 같이 중합체 코팅 표면의 일부 또는 전부에 배치된 중합체 코팅 위의 마이크로 패턴은 기둥들의 어레이(array)(1006)를 포함할 수 있다. 기둥(1008)들은 상기 중합체 코팅이 조직의 불균일한 표면에 부착되어 일치됨으로써 중합체 코팅의 잇몸 조직으로의 접착성을 증가시키게 되고, 따라서 접착성을 향상시켜 계면 접촉을 극대화한다. 도 3에 도시된 실시예에서, 기둥(1008)들은 잇몸 라인 내에 위치하도록 구성된 중합체 코팅의 영역(332)에 배치될 수 있다. 중합체 코팅의 잔여물을 따라서 잇몸이 성장할 수 있도록 남아있는 잇몸들이 중합체 코팅에 밀착되게 할 수 있다.기둥(1008)은 주형을 형성하도록 포토리소그래피(photolithography) 및 반응성 이온 에칭(reactive ionetching)을 결합하여 사용하여 실리콘 기판을 패터닝 함으로써 준비될 수 있다. 그 후, 기둥(1008)들은 예를 들면 특정 중합체에 적합한 자외선 또는 열을 사용하여 중합체 코팅을 경화 및 주조함으로써 형성될 수 있다. 꼭대기 폭(w), 높이(h), 및 피치(p)를 포함하는 기둥(1008)들의 치수는 바뀔 수 있다. 일 실시예에서, 기둥(1008)은 약 100 nm 에서 약 1 ㎛ 범위의 꼭대기 폭(w), 약 0.8 ㎛에서 약 3 ㎛의 기둥 높이(h)를 포함할 수 있다. 기둥(1008)들은 그 접착 특성을 더 향상시키기 위하여 디엑스티에이(DXTA)층으로 코팅될 수 있다. 다른 실시예에서, 중합체 코팅은 빠르고 효과적인 치료를 촉진하기

위하여 마이크로-패턴 내의 하나 또는 두 개의 방향들로 잇몸 세포들이 방향성 성장을 하게 하기 위한 크기를 갖는 마이크로 패턴을 몸체부의 일부 또는 전체에 포함할 수 있다. 또한, 예를 들면 도 3의 치아 임플란트(300)는 잇몸 라인에서부터 이전에 치간유두가 차지하고 있는 영역 내로 돌출될 수 있는 영역(334)에 배치된 방향성 세포 성장을 촉진하기 위한 마이크로 패턴을

[0033] 포함한다. 상기 마이크로 패턴은 한 방향, 두 방향 또는 그 이상의 방향으로 중합체 코팅 표면에 배치된 마이크로-튜브, 마이크로-골 및/또는 마이크로-마루와 같은 마이크로-형상들을 포함할 수 있다. 마이크로-형상의 크기는 그 안에서 잇몸 세포가 성장하게 하는 크기를 가질 수 있다. 다양한 실시예에서, 마이크로-형상들의 폭은 약 0.5 ㎛ 내지 100 ㎛ 사이, 100 ㎛이상, 또는 약 10 ㎛ 내지 약 40 ㎛ 사이일 수 있다.

[0034] 치아 임플란트의 앵커부는 환자의 턱에 단단하게 부착하기 위한 다양한 특징들을 포함할 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 치아 임플란트(400)의 몸체부(410)의 기부(414)로부터 연장된 앵커부(420)는 환자의 턱 위치로 스크류 결합되도록 날카로운 종단부(422)를 갖는 스크류(430)를 포함할 수 있다. 도 5에 도시된 바와 같이, 치아 임플란트(500)의 몸체부(510)의 기부(514)로부터 연장되는 앵커부(520)는 앵커부(520)를 통하여 뼈가 성장할 수 있도록 복수의 홀(hole)(530)을 포함할 수 있다도 6a 내지 도 6c는 일 실시예에 따른 치아 임플란트의 이식 방법의 단계들을 나타낸다. 도 6a는 두 개의 앞니 사이의 치극(642)를 갖는 환자의 잇몸(646)과 치아(644)를 나타낸다. 도 6b는 앞서 설명한 다양한 실시예들에 따라서 환자의 잇몸(646)에 이식된 치아 임플란트(600)를 나타낸다. 앵커부(620)는 치아 임플란트(600)를 고정 하도록 환자의 뼈에 삽입될 수 있고 몸체부(610)는 잇몸이 재성장 할 수 있는 기초 물질을 제공하기 위하여 잇몸 라인 내에서 치극(642)으로 연장될 수 있다. 도 6c는 치아 임플란트(600)가 제거되거나 분해된 후의 잇몸

[0035] (646)을 나타낸다. 도 6c에 도시된 바와 같이, 치간유두는 부분적으로 치극(642)을 채우도록 재성장한다. 다른 실시예에서, 치간유두는 치극(642)을 완전히 채우도록 재성장할 수도 있다.

[0036] 앞서 설명한 바와 같이, 보철물의 실패와 관련된 한 가지 문제는 임플란트의 부하를 지지하기 위한 주변 뼈의 부족함에 있다. 특히, 치조 뼈 또는 턱뼈가 연성, 다공성, 치밀하지 않은 특성 또는 스펀지 같은 성질 때문에 약해진 영역에서 특히 문제가 된다. 특히, 치아 임플란트는 강한 주변 뼈 구조물의 부족과 함께 보철물의 측 방향, 앞 방향, 뒤 방향 움직임 때문에 실패하는 경향이 있다. 이 문제점은 치아 임플란트 또는 보철물의 안정성에 동일하게 작용한다.

[0037] 보철물의 실패의 또 다른 문제는 턱뼈의 악화에 기인한다. 뽑히거나 손실된 치아가 즉시 이식되거나 임플란트로 교체되지 않은 경우, 턱 뼈의 위축이 시간에 걸쳐 발생하여 외관이 나빠지고 기능적 성능이 떨어지게 된다.여기서 설명된 실시예들은 뼈 결함에 주입될 수 있고, 상기 뼈 결함 형상에 맞추어지고, 뼈의 구조적 완전성을 보장하도록 경화되어, 뼈 악화를 감소시키고, 그리고 (뽑히기 전의) 뼈 자체의 원래 형상을 보호할 수 있는 필러를 제공함으로써 앞선 문제들의 해결책들을 제공한다. 일 실시예에 따르면, 필러는 구조적으로 매트릭스-유사 물질로 경화될 수 있는 점성 물질을 포함한다. 주입되는 경우, 필러는 일반적으로 턱뼈 또는 골격의 결함의 형상에 맞추어지도록 점성을 갖고, 필러의 점성에 따라서 매우 정확하게 또는 다소 정확하게 공동의 치수에 맞추어진다. 필러의 점성은 사용하고자 하는 용도에 따라서 약간의 가단성이 있는 페이스트에서 흐르는 액체까지 수정될 수 있다. 선택적으로, 수술은 필러를 적용하기에 전에 (예를 들면 여분의 조직 및/또는 뼈 조각 등을 제거한) "깨끗한" 자리에서 수행될 수 있다. 삽입 후에, 상기 자리는 일반적인 봉합선 또는 접착 패치를 사용하여 닫힐 수 있다. 접착 패치의 실시예가 미국 가출원 제61/238,019호에 설명되어 있다.

[0038] 뼈의 공동에서 필러가 경화된 후에, 자연적인 침투가 발생하고, 그 결과로 필러에 의해 촉진되어 새롭게 성장한 뼈가 내부 공동을 채우고 필러의 생분해성 부분을 교체하게 된다. 선택적으로, 뼈 성장은 필러의 매트릭스 성질에 의해 형성된 필러의 내부 구멍들을 채울 수 있다. 필러를 포함하는 물질들은 새롭게 형성된 뼈를 위한 이상적인 성장 환경으로써 작용한다. 필러를 사용함으로써, 새로운 뼈 성장이 이하 더 자세히 설명되는 바와 같이 (핵이 되면 가속된 속도로 또는 핵이 되지 않으면 일반적인 속도로) 일어나게 된다. 새로운 뼈 성장은 이러한 뼈 성장이 없는 보철물 또는 임플란트에 비하여 강화된 안정성으로 보철물 또는 의치를 지지하는 데에 사용될수 있다. 선택적으로, 필러가 뼈 구조물에 통합된 결과 중심이 파지거나 그렇지 않으면 임플란트 장치를 수용하기 위한 개구(opening)를 형성하기 위한 형상이 만들어질 수 있다.필러의 목적은 뼈 조직을 보존하기 위한 것과 턱뼈의 악화를 방지하도록 새로운 뼈 성장을 가능하게 하기 위한 것이다. 또 다른 목적은 뼈 부피 손실을 최소화하기 위한 것이다. 이러한 목적은 필러로 상기 뼈 결함을 대체하

[0039] 고, 새로운 뼈 성장을 가능하게 하고 각각의 턱 뼈 조직의 원래 윤곽을 보전하기 위하여 이상적인 성장 환경을 만듦으로써 달성될 수 있다.

[0040] 필러는 고형 또는 매시(mesh)-유사 구조로 뼈의 공동 내부에서 경화될 수 있는 점성이 있는 형태로서 예를들면, 수산화인회석, 강화 폴리에틸렌 복합물, 베타 삼인산칼슘, 대체 인산칼슘, 생체활성 유리, 재흡수 인산칼슘, 알루미나, 지르코니아 등과 같은 분해성 또는 비분해성 바이오세라믹 물질이다. 또한, 생분해성 중합체는

[0041] 복합 필러 물질을 형성하기 위하여 바이오세라믹 물질과 결합하여 사용될 수 있다는 것을 알 수 있다. 필러는 무독성 부산물이고, 적용 후에 경화될 수 있는 특성들을 갖는 본 기술분야에서 알려진 어떤 종류의 물질을 포함할 수 있다.예를 들면, 필러는 폴리우레탄, 폴로오르토에스테르, 폴리비닐알콜, 폴리아미드, 폴리카보네이트, 폴리(에틸렌)글리콜, 폴리락트산, 폴리글리콜산, 폴리카프로락톤, 폴리비닐피롤리돈, 해상 접착 단백질, 및 시아노아크릴레이트, 또는 유사물들, 혼합물들, 결합물들, 및 그 유도체와 같은 합성 중합체들(단독 또는 결합으로)로 형성

[0042] 될 수 있다. 필러는 아가로스, 알지네이트, 피브린, 피브리노겐, 파이브로넥틴, 콜라겐, 젤라틴, 히알루론산, 및 다른 적절한 중합체들 및 생물 중합체 물질들, 또는 유사물들, 혼합물들, 결합물들 및 그 유도체와 같은 자연적으로 발생하는 중합체들 또는 원시적으로 유도된 중합체들(단독 또는 결합으로)로 형성될 수 있다. 또한,

[0043] 필러는 자연적으로 발생하는 생물 중합체 물질 및 합성 중합체 물질들의 혼합으로부터 형성될 수 있다. 선택적으로, 필러는 콜라겐 겔, 폴리비닐 알코올 스펀지, 폴리(D,L-락티드-코-글리콜라이드) 섬유 매트릭스, 폴리글락틴 섬유, 칼슘 알지네이트 겔, 폴리글리콜산 매시, 폴리에스테르(예를 들어, 폴리-(L-락트산) 또는 폴리안하이드라이드), 다당류(예를 들어, 알지네이트), 폴리포스파젠, 또는 폴리아크릴레이트, 또는 폴리에틸렌 옥사이드-폴리프로필렌 글리콜 블록 공중합체로 형성될 수 있다. 필러는 단백질(예를 들어, 피브린, 콜라겐, 및 파이브로넥틴과 같은 세포외 매트릭스 단백질), 중합체(예를 들어, 폴리비닐 피롤리돈) 또는 히알루론산으로부터 생산될 수 있다. 또한, 합성 중합체는 생분해성 중합체(예를 들어, 폴리(락티드), 폴리(글리콜산), 폴리(락티드-코-글리콜라이드), 폴리(카프로락톤), 폴리카보네이트, 폴리아미드, 폴리안하이드라이드, 폴리아미노산, 폴리오르토

[0044] 에스테르, 폴리아세탈, 폴리시아노아크릴레이트), 분해성 폴리우레탄, 비분해 중합체(예를 들어, 폴리아크릴레이트, 에틸렌-비닐 아세테이트 중합체 및 다른 아크릴 대체 셀룰로오스 아세테이트 및 그 유도체), 비분해 폴리우레탄, 폴리스티렌, 폴리염화비닐, 폴리비닐 불화물, 폴리(비닐이미다졸), 클로로술폰화된 폴리올리핀, 폴리에틸렌 산화물, 폴리비닐 알콜, 테플론(R), 및 나일론을 포함하여 사용될 수 있다.필러로서 적용되는 바이오세라믹 재료는 모두, 세 개의 생체 적합 물질 분류 즉, 불변하는, 용해되는, 또는 생리적 과정에 활발히 참여하는 것을 의미하는, 비활성, 재흡수 및 활성으로 나뉠 수 있다. 생체 적합적인 필러로서 가능한 물질로 인식되는 몇 가지 칼슘 인산염 세라믹이 있다. 이들 중 대부분은 재흡수가 가능하고, 생리적 환경, 예를 들면 세포외 매트릭스에 노출된 경우 용해될 것이다. 이 재료들 중 일부는 다음의 가용성 순서를 포함한다: 인산 사칼슘(Ca4p209) > 비정질 인산칼슘 > 알파-삼인산칼슘(Ca3(P04)2) > 베타-삼인산칼슘(Ca3(P04)2) >>

[0045] 수산화인회석 (Ca10(P04)6(OH)2). 상기 나열된 인산칼슘과는 달리, 수산화인회석은 생리적 조건 하에서 훼손되지 않는다. 사실, 그것은 생리적 pH에서 열역학적으로 안정하고 주변 뼈와 강한 화학적 결합을 형성하면서, 뼈 결합에 활발히 참여한다. 이 특성은 수술 후에 신속한 뼈 회복에 유리하다. 알루미나와 지르코니아와 같은 다른 바이오세라믹 물질들은 일반적으로 그 화학적 비활성 및 강도로 널리 알려져 있다. 이러한 특성들은 임플란트 기구의 연결면(atticulathg surface)으로서 사용되는 경우 임플란트 기구 지지하기 위한 목적으로 사용될 수 있다. 또한, 다공성 알루미나는 뼈의 잘라낸 부분이 여러 가지 상황 또는 질병으로 인해 제거되어야 할 영역에서, 뼈 스페이서(spacer)로서 사용될 수 있다. 상기 물질은 뼈 성장을 위한 스캐폴드(scaffold) 또는 매트릭스로서 작용한다.일 실시예에서, 필러는 그 위에 강화 중합체 및/또는 필러를 덮는 복합 코팅을 배치할 수 있다. 예를 들면, 필

[0046] 러가 바이오세라믹 물질을 포함하는 경우, 중합체 코팅은 이후 더 설명되는 바와 같이 필러에 대하여 배치될 수 있는 폴리악틱산(polyactic acid) 또는 다른 하이드로겔을 포함할 수 있다. 중합체 코팅은 예를 들면 100% 중합체인 완전한 중합체 물질일 필요는 없고, 바이오 세라믹 재료, 복합 하이드로겔 및 중합체로 알려진 조합을 포함하는 복합 물질일 수 있다. 게다가, 중합체 코팅은 콜라겐 펠트, 또는 폴리락트산, 폴리에테르 등과 같은 유사한 반강성 물질과 같은 막으로 만들어질 수 있다. 바람직한 실시예에서, 중합체 코팅은 생체-분해성 중합체이다. 바람직한 생체-분해성 중합체는 중합체를 사용하기 쉽게 만드는 다루기 쉬운 특성(즉, 조작자가 어떻게 사용하는 지를 배우기 위한 훈련 시간을 필요로 하지 않고, 장기간, 무제한 품질 수명을 갖고, 경제적이고, 환자에게 상당한 비용을 부가하지 않고, 수용 자리에 일치하고, 높은 생체 적합성과 부분적 생분해성을 갖고, 낮은 생산 비용, 배치 후 생체 모방적이고, 분리하기 쉽고, (뼈의 형상을 유지하는) 공간 유지성, 세포 성장 및 분화를 돕고, (주변 조직으로부터 상처 회복 숙주 세포를 모으는) 주화성을 갖고, 골전도성 및 골유도성)들과 같은

성질들을 나타낸다. 또한, 중합체 코팅은 각각의 구강 환경을 바꾸지 않고 안전하게 보호하면서 재료의 오염을 방지하기 위한 목적으로 작용한다. 중합체는 필러 내에 액상 또는 점성 겔 물질로 주입될 수 있다.또한 필러는 필러와 골형성 단백질을 결합함으로써 추가적인 골형성 단백질(BMP; bone morphogenic [0035] protein) 물질을 포함할 수 있다. 추가적인 단백질은 뼈 성장을 자극하는 역할을 하며, 즉, 필러 내에서 뼈 성장을 가속화

[0047] 하는 추가적인 메커니즘으로서 작용한다. 골형성 단백질(BMP)은 연골 형성과 유사한 과정을 통하여 필러 내에 새로운 뼈 성장을 유도한다. 일 실시예에서, 골형성 단백질(BMP)은 단백질 성분을 포함하고 필러로 혼합되어 복합 필러 물질을 형성한다. 또한, 필러는 콜라겐 골형성 단백질 베이스에 주입될 수 있다. 또한, 단백질 물질들은 다른 성장 단백질을 포함할 수 있다는 것을 이해할 수 있어야 한다. 피브리노겐, a-트롬빈 뿐만 아니라 다른 다양한 항생제들, 성장 호르몬들, 유전자 요법, 또는 이러한 인자들의 결합이 건강한 뼈 성장을 촉진하기 위해 필러로 사용될 수 있다. 골형성 단백질 물질은 액상 또는 점성 겔 물질로 필러에 주입될 수 있다.필러는 매시(mesh)-유사 구조를 갖는 물질을 포함할 수 있다. 경화 후에, 필러는 필러를 통하여 새로운 뼈 성장이 이루어지게 하는 매시-유사 구조를 포함할 수 있다. 매시-유사 필러는, 고체 구조와 비교하여, 뼈 성장을 발생시키기 위한 많은 양의 노출된 표면을 제공한다. 매시-유사 필러는 다공성 특성이 있고 그 구멍은 실질적으로 새로운 뼈 성장을 위한 스캐폴드로서 작용하기 위하여 일정할 수도 또는 일정하지 않을 수도 있다. 구멍은 다양한 방법으로 형성될 수 있다. 일 실시예에서, 필러는 그 점성 상태에서 필러로 혼합된 마이크로-튜브를 포함할

[0048] 수 있다. 필러가 경화된 경우, 마이크로-튜브는 뼈가 성장할 수 있는 구멍의 네트워크를 제공한다. 다른 실시예에서, 필러는 경화된 필러를 통하여 다수의 구멍들을 형성하기 위해 필러 물질의 나머지보다 빨리 구강 환경내에서 분해될 수 있는 과립 물질을 포함할 수 있다. 또한, 다른 하나의 실시예에서, 필러는 순하고, 견딜만한

[0049] 염기 또는 산 용액 또는 효소와 같은 환자의 구강 내로 유입된 액체와 접촉하여 분해될 수 있는 과립 물질을 포함할 수 있다. 또한, 다른 실예에서, 필러는 경화되면 자연적으로 구멍을 형성하는 물질로 형성될 수 있다.때때로, 생물 분해성 중합체들은 분해 과정에서 고유의 휨, 파임 또는 상당한 침식을 겪는다. 그러한 문제를 해

[0050] 결하기 위해서, 높은 결정성을 갖는 중합체들이 사용된다. 자체-강화 및 초고강도 생물 흡수 복합물들이 폴리글리콜라이드, 폴리락티드, 및 글리콜라이드/락티드 공중합체들과 같은 부분 결정성 생물 흡수 중합체들로부터 조합될 수 있다. 이러한 물질들은 임플란트 구조에 따라, 높은 초기 강도, 적당한 계수 및 생체 내에서 4주 내지 1년까지 이르는 강도 보유 시간을 갖는다. 결정성 중합체 섬유, 중합 수지들 내의 탄소 섬유 및 미립자 필러들, 예를 들어 수산화 인회석과 같은 강화 요소들이 생분해성 필러의 치수 안정성과 기계적 특성들을 향상시키도록 사용될 수 있다. 생물 분해 물질 구조에서 내부 침투 네트워크(IPN; interpenetrating network)의 사용은 기계적 강도를 향상시키기 위한 수단으로서 증명되어 왔다. 내부 침투 네트워크-강화 생물 분해 물질들의 기계적 강도를 더 향상시키기 위해, 생물 분해 플레이트는 다른 가교 작용제를 사용하는 85:15 비율의 폴리(락티드-코-글리콜라이드)(PLGA) 또는 70:30 비율의 폴리(l-락티드-코-d,l-락티드)(PLA)의 호스트 매트릭스 내의 가교 폴리프로필렌 푸마르산염의 세미-내부 침투 네트워크(SIPN)로 준비될 수 있다.통합된 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE; polytetrafluoroethylene) 분자들과의 수지 복합물들은 기구 임플란트,

[0051] 예를 들어, 필러(700)의 소수성 및 표면 특성들을 향상시킨다. 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)은 화학 리전트(regent)에 대한 높은 저항성, 낮은 표면 에너지, 낮고 높은 온도에 대한 내구성, 풍화에 대한 저항성, 낮은 마찰 와이어링, 전기적 절연성, 및 윤활성을 갖는다. 그러나, 종래의 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)은 침식에 낮은 저항성을 가지기 때문에, 발명자는 침식과 변형에 대한 저항성을 상당히 높이기 위해 채용될 수 있는 감마-빔 조사와 함께 가교 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)을 적용할 수 있다. 또한, 브레이디드(braided) 탄소 섬유 및 에폭시 수지(소위 생체 적합적인 탄소-에폭시 수지)로 만들어진 복합물들은 짧거나 얇은 판 모양의 단일 방향의 섬유들로 만들어진 복합물보다 더 좋은 기계적 특성을 갖는다.도 7a 내지 도 7c는 필러의 특정한 일 실시예의 다양한 단계들을 나타낸다. 예로서, 일련의 도면들은 수용 자리로의 필러를 이식한 것을 나타낸다. 도 7a는 상피 조직층(750)에 의해 둘러싸인 개구 또는 공동(760)을 갖는 뼈

[0052] (740)의 단면을 나타낸다. 치아 임플란트의 경우, 공동(760)이 뽑기 전에 공간을 차지하고 있던 자연 치아를 뽑음으로써 만들어진 공간을 나타낸다. 다른 실시 예에서, 공동(760)은 임플란트 장치의 부착 자리를 제공하기 위하여 손상되거나 건강한 뼈를 제거함으로써 생성될 수 있다. 또한, 공동(760)은 암세포 같은 조직 또는 조직의 강도 또는 형상에 영향을 미칠 수 있는 다른 어떤 종류의 질병에 영향을 받은 조직의 제거에 의해서 형성될 수 있다. 필러(700)를 공동(760)에 삽입하기에 앞서, 공동(760)은 본 기술 분야에서 알려진 일반적인 방법을 사용하여 깨끗해지고 형태가 만들어질 수 있다. 상술한 바와 같이, 공동(760)은 자연 치아를 제거함으로써 생성될 수 있다. 다른 예로, 공동(760)은 예를 들면 형성이상(dysplasila)의 조직제거(debriternent)에 의해서 형성된

긴 뼈의 결함으로부터 형성될 수 있다. 또한, 공동(760)은 뼈를 제거하는 어떠한 종류의 외과적 수술 과정 또는 어떤 종류의 공동을 형성하는 어떠한 종류의 처리 과정으로 형성될 수 있다.

[0053] 도 7b는 공동(760)으로 필러(700)를 삽입한 도 7a 다음의 단면을 나타낸다. 필러(700)는 뼈 공동(760)의 형성과 사이즈에 일부 또는 전부가 맞추어지도록 점성을 갖는다. 일 실시예에서, 필러(700)는 뼈 공동(760)에 쉽게 흘러들어가 맞추어지도록 점성을 가질 수 있다. 또 다른 실시예에서, 필러(700)는 페이스트 같은 점성을 가질 수 있고, 뼈 공동(760)에 맞추어지도록 물리적으로 가압 될 수 있다. 공동(760)에 배치되면, 필러(700)는 경화되고 공동 안에 안착되어 안정감 있게 남는다. 다양한 실시예들에서, 공동(760)은 필러와 같이 서로 맞물리는 적절한

[0054] 마루 또는 정점을 제공하기 위하여 마모되고 모양이 만들어질 수 있다.

[0055] 도 7c에 도시된 바와 같이, 선택적 중합체 코팅(710)이 필러(700)에 대하여 적용될 수 있다. 중합체 코팅(710)은 필러(700)에 맞추어져 그 후에 경화되도록 점성 물질로서 적용될 수 있다. 다양한 실시예에서, 중합체 코팅(710)은 필러(700) 그 자체가 경화되기 전 또는 후에 필러(700)에 적용될 수 있다. 중합체 코팅(710)은 예를 들면 필러(700)를 제자리에 보다 고정시킬 수 있는 혈전과 같은 고정 메커니즘을 형성하기 위해 공동(760)을 둘러싸는 혈액과 상호작용을 한다. 중합체 코팅(710)에 의해 형성된 장벽층은 뼈 성장을 방해하는 점막의 부착 또는 연성 조직의 성장을 방지한다. 대신 필러(700)에서 또는 필러(700) 내에서 새로운 뼈 성장의 골유착

[0056] (osteointegration)이 일어나게 된다.도 8에 도시된 바와 같이, 필러(700)는 뼈 성장을 가능하게 하기 위하여 고체 펠렛(pellet)(800), 예를 들면 미국 특허 출원 제12/350,754호에 개시된 펠렛과 결합하여 사용될 수 있고, 상기 출원의 내용은 참고로 여기에 전체로서 결합된다. 펠렛(800)은 뼈 공동(760)에 삽입될 수 있고, 필러(700)는 펠렛(800)이 공동에 확실하게 고정 되도록 펠렛(800) 주변의 영역을 채우는 데에 사용될 수 있다. 펠렛(800)과 필러(700)는 같은 재료 또는 다른 재료를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 펠렛(800)은 필러(700)가 경화되면 펠렛(800)과 필러(700)를 교차 연결하기 위하여 필러(700)가 스며드는 다수의 공동을 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 필러(700)는 펠렛(800)의 일부 또는 전부를 덮을 수 있다.

[0057] 일단 공동(760)에서 뼈 성장이 완료되면, 영역은 보철물을 지지하는 데에 사용될 수 있고 또는 중심이 파지거나 그렇지 않으면 임플란트 장치를 수용하기 위한 형상이 형성될 수 있다. 도 9는 새롭게 성장한 골유착 뼈(790)를 사용하여 뼈(740)에 단단하게 고정/부착된 임플란트 장치(780)의 하부를 나타낸다. 골유착 뼈(790)는, 새로운 뼈를 구성하고, 이전에 존재한 악화된 뼈에 대하여 임플란트(780)의 고정을 향상시킨다. 시간에 걸쳐서, 상기뼈(790)는 임플란트(780)의 외부, 잠긴 표면층에 더 통합될 것이다.

[0058] 긴 뼈 또는 외부-성장에 사용하기 위해 추가적인 실시예가 존재할 수 있음을 이해하여야 한다. 예를 들면, 존재하는 뼈 골격의 표면에 뼈의 성장을 포함할 수 있다. 또한, 여기서 설명된 다양한 실시예들은 균열 되거나 부서진 뼈의 치료에 유용하다는 것을 이해할 것이다. 필러는 손상된 자리에 뼈를 통합시킬 뿐만 아니라 주변의 연성 조직에 연성-조직 부착을 가능하게 한다. 다양한 양의 필러가 다양한 크기를 형성하기 위하여 형성될 수 있다.

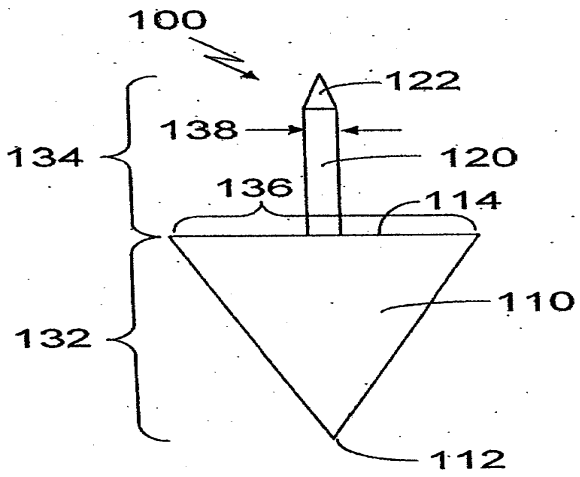
[0059] 즉, 점성 특성 때문에, 특정 실시예 또는 환경에 맞추어지도록 주조 또는 적용될 수 있다.

부호의 설명

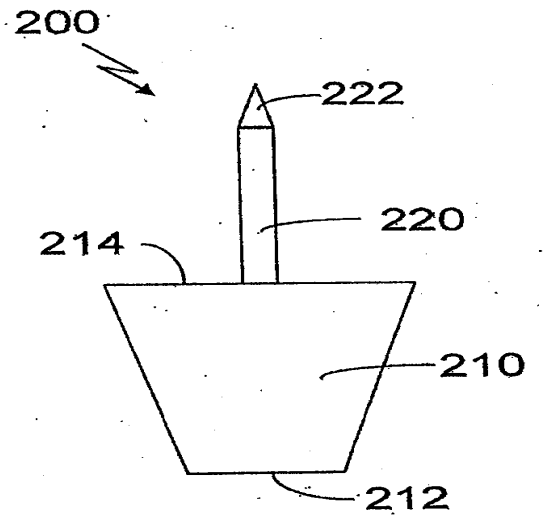
[0060] 도면의 설명과 동일함

도면

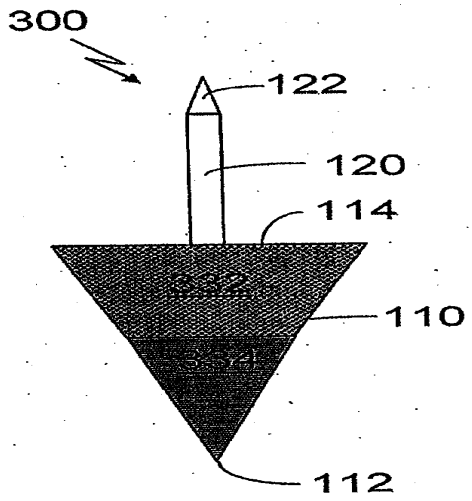
도면1



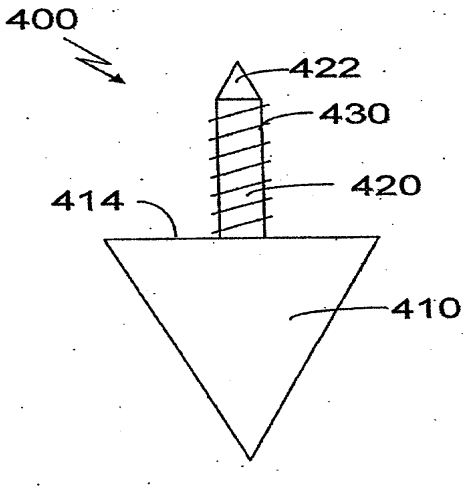
도면2



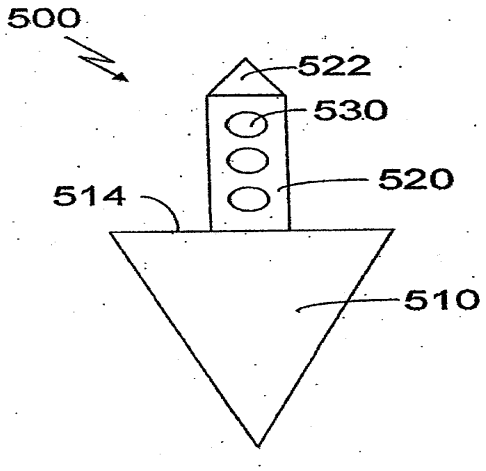
도면3


300
122
120
114
110
112

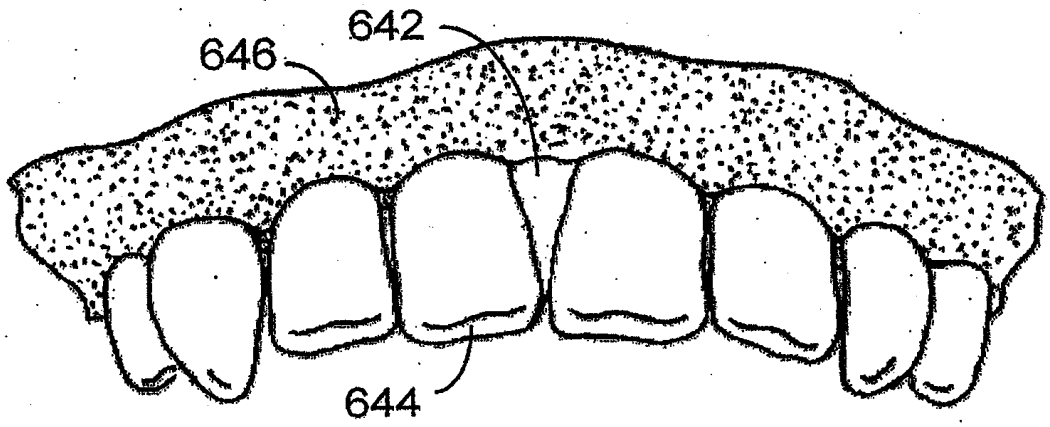
도면4


400
422
430
420
414
410

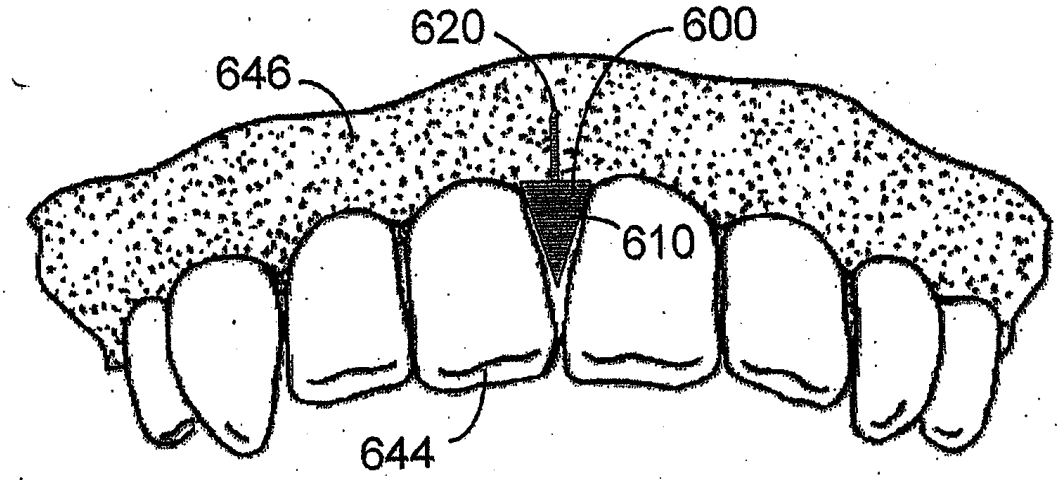
도면5


500
522
530
520
514
510

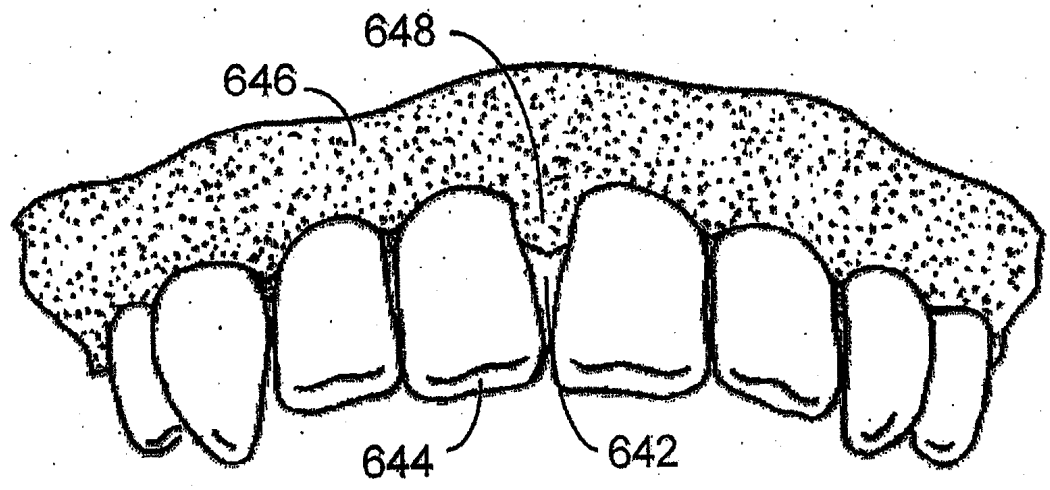
도면6a



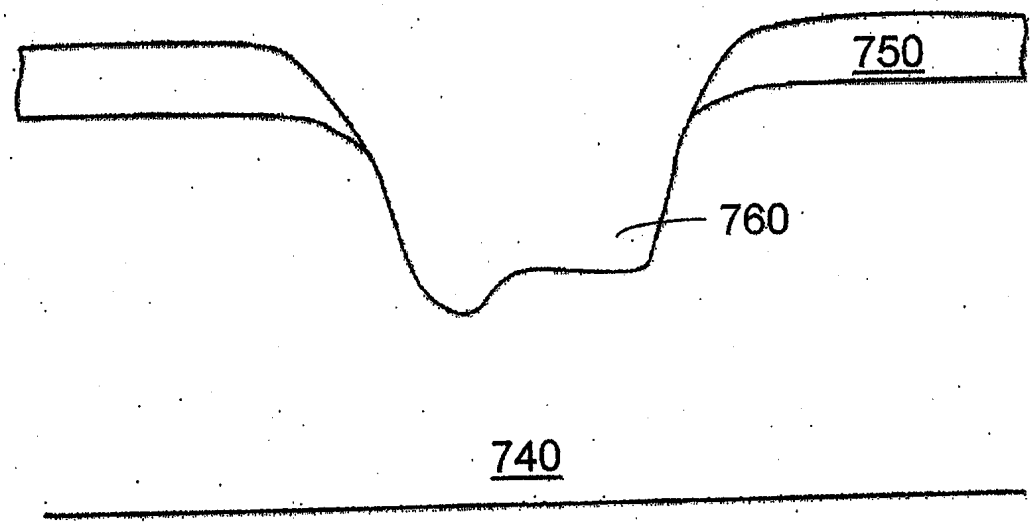
도면6b



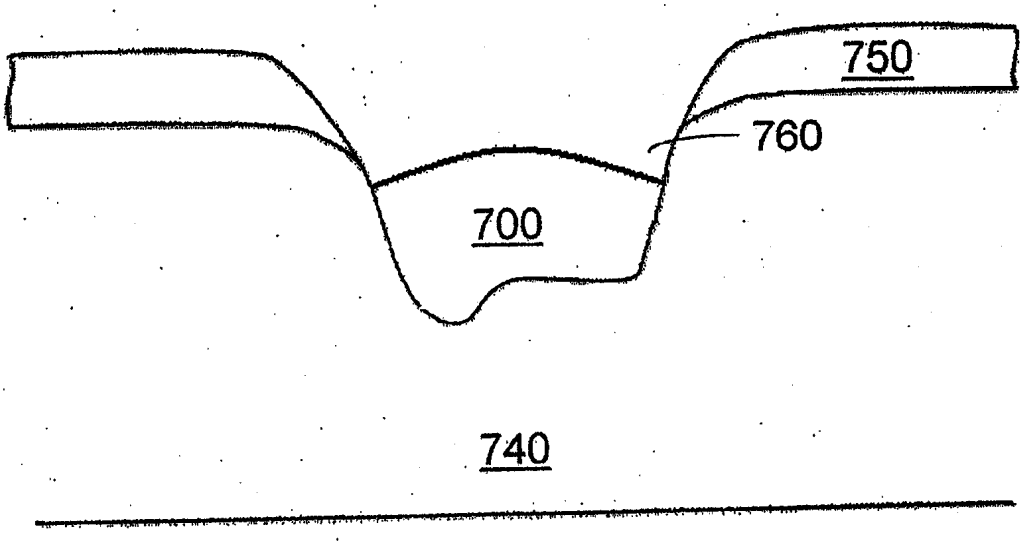
도면6c



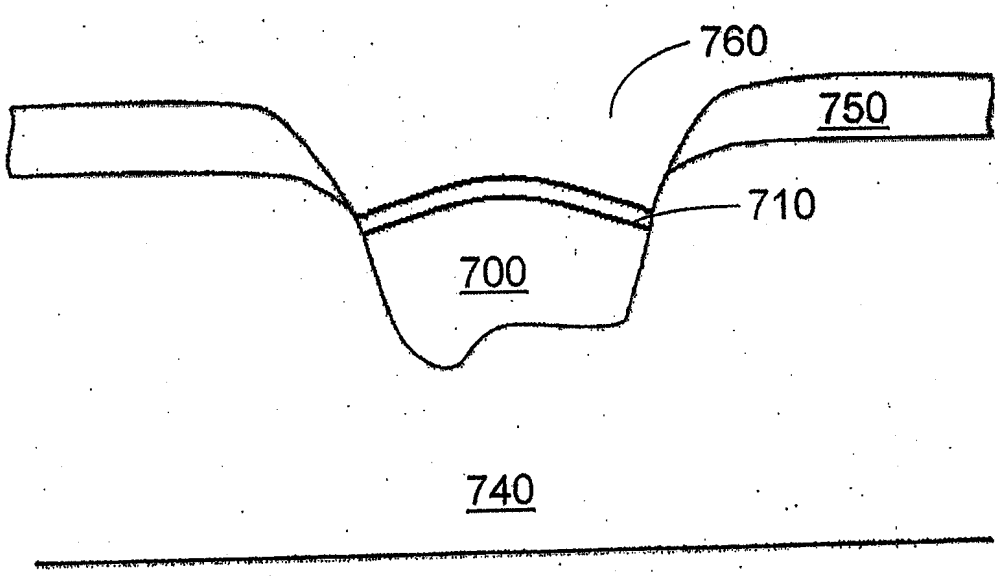
도면7a



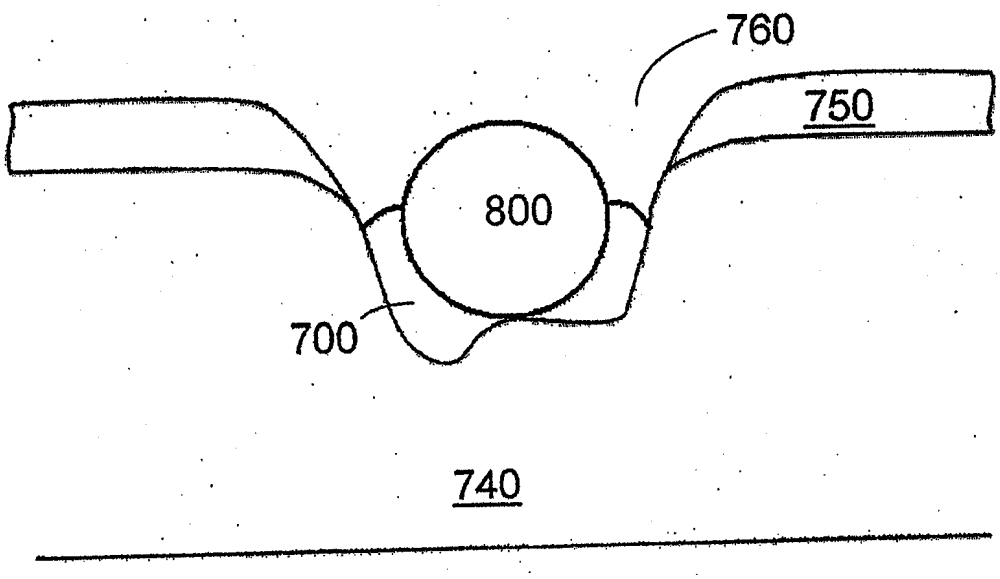
도면7b



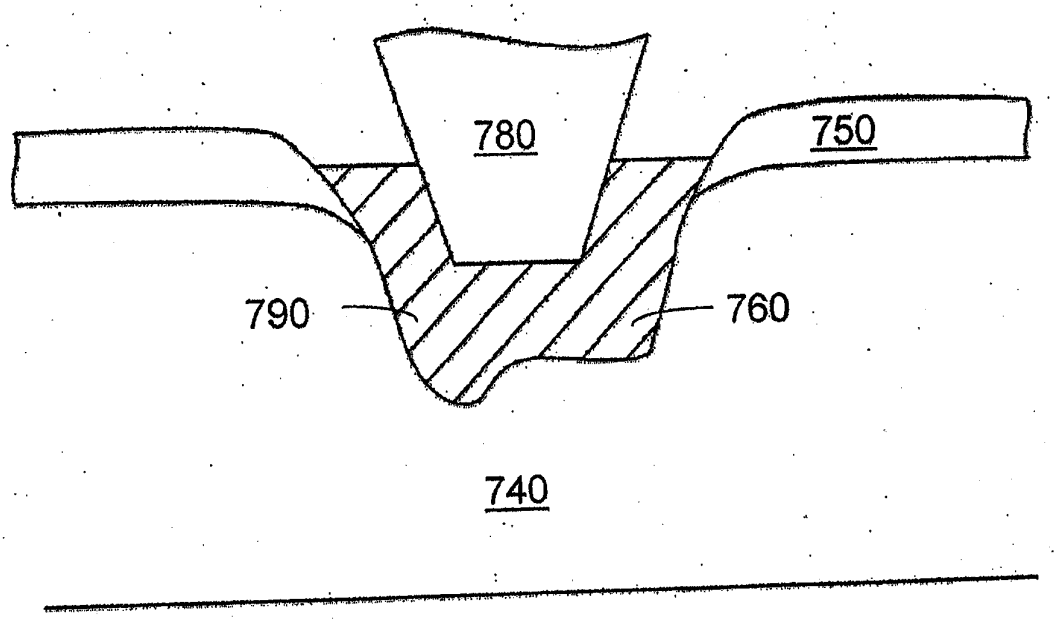
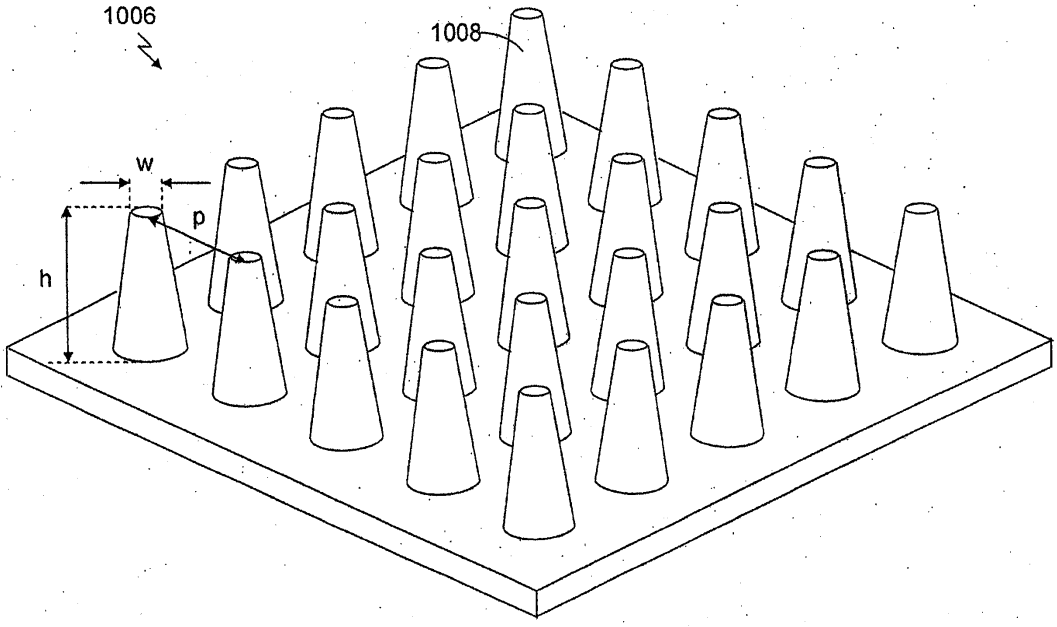
도면7c



도면8



도면9



도면10