

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5990516号
(P5990516)

(45) 発行日 平成28年9月14日(2016.9.14)

(24) 登録日 平成28年8月19日(2016.8.19)

(51) Int.Cl.

A61F 2/28 (2006.01)
A61F 2/30 (2006.01)

F 1

A 6 1 F 2/28
A 6 1 F 2/30

請求項の数 17 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-515407 (P2013-515407)
 (86) (22) 出願日 平成23年6月13日 (2011.6.13)
 (65) 公表番号 特表2013-532025 (P2013-532025A)
 (43) 公表日 平成25年8月15日 (2013.8.15)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2011/040117
 (87) 國際公開番号 WO2011/159587
 (87) 國際公開日 平成23年12月22日 (2011.12.22)
 審査請求日 平成26年4月17日 (2014.4.17)
 (31) 優先権主張番号 12/818,508
 (32) 優先日 平成22年6月18日 (2010.6.18)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 512326562
 フォーウェブ・インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国・75033・テキサス州
 ・フリスコ・リサーチ ロード・6170
 ・スイート・219
 (74) 代理人 100064621
 弁理士 山川 政樹
 (74) 代理人 100098394
 弁理士 山川 茂樹
 (72) 発明者 ハント, ジェシー
 アメリカ合衆国・75024・テキサス州
 ・プラノ・ウィスパリング ウッズ コー
 ト・6629

審査官 胡谷 佳津志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】骨ーインプラントインターフェイスシステム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

使用中に骨構造と接触又はほぼ接触する骨接触表面を有するインプラント本体を備える、整形外科用インプラントであつて、

前記骨接触表面は、立体トラスを形成するために互いに結合された複数の平面トラスを備えたウェブ構造を備え、

前記骨接触表面は、そこから突出する骨インターフェイス構造を備え、

前記骨インターフェイス構造は、使用中に前記骨構造に少なくとも部分的に圧入されるよう構成される第1の伸張部分、及び、使用中に前記骨構造に少なくとも部分的に圧入されるよう構成される第2の伸張部分を備え、

前記第2の伸張部分は、前記第1の伸張部分に連結され、前記第1の伸張部分から、前記第1の伸張部分に対して斜めの角度で延伸している、

整形外科用インプラント。

【請求項2】

前記骨インターフェイス構造は、前記骨接触表面から延伸する2次元構造を備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項3】

前記骨インターフェイス構造は、前記骨接触表面から延伸するV字型構造を備える、請求項2に記載の整形外科用インプラント。

【請求項4】

10

20

前記骨インターフェイス構造は、前記骨接触表面から延伸するU字型構造を備える、請求項2に記載の整形外科用インプラント。

【請求項5】

前記骨インターフェイス構造は、前記骨接触表面から延伸するフック形状の構造を備える、請求項2に記載の整形外科用インプラント。

【請求項6】

前記骨インターフェイス構造は、前記骨接触表面から延伸する3次元構造を備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項7】

前記骨インターフェイス構造の1つ以上の部分は、前記部分状に配置される生物製剤、成長因子、又は耐痛薬剤を備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。 10

【請求項8】

前記整形外科用インプラントは、大型関節インプラント、小型関節インプラント、外傷インプラント、脊柱インプラント、足首インプラント、頭蓋特大インプラント、及び歯科インプラントのうち1つ以上を備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項9】

前記骨構造は、使用中、前記骨インターフェイス構造に接着する、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項10】

前記骨構造は、使用中、前記整形外科用インプラントの持ち上がりを妨げるよう構成される、請求項1に記載の整形外科用インプラント。 20

【請求項11】

前記骨構造は、使用中、前記整形外科用インプラントの移動を妨げるよう構成される、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項12】

前記骨構造は、使用中、前記整形外科用インプラントの回転を妨げるよう構成される、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項13】

前記骨構造は、前記インプラント本体の高さの約50%～約150%の高さを有する、請求項1に記載の整形外科用インプラント。 30

【請求項14】

前記第1及び第2の伸張部分の少なくとも1つは、その長さに沿って湾曲する長手方向の軸を備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項15】

前記骨インターフェイス構造は、立体トラスを備える、請求項1に記載の整形外科用インプラント。

【請求項16】

前記立体トラスは、前記骨インターフェイス表面から延伸する、2つ以上の三角形トラス構造を備え、前記三角形トラス構造のうち2つ以上が、少なくとも1つの共通の支柱を共有する、請求項15に記載の整形外科用インプラント。 40

【請求項17】

前記立体トラスは、3つの平面トラスユニットで形成される、三角形立体トラスを備える、請求項15に記載の整形外科用インプラント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広くは医療デバイスに関し、より詳細にはインプラントに関する。

【背景技術】

【0002】

インプラントは、人間及び／又は動物において、1つ以上の骨を支持及び／又は固定す 50

るために用いることができる。整形外科用インプラントは、損傷を受けた関節の置換又は破損した骨の修復用に、体内に設置するよう設計される。例えば、膝の置換手順は、膝の関節の罹患又は損傷表面を、膝の連続的動作を可能にするよう成形した金属及びプラスチック構成要素等のインプラントで置換することを含んでもよい。整形外科用インプラント及び手順は一般的で、長年にわたり改良されてきたが、骨とインプラントの間のインターフェイスが不十分である等の欠点に影響されやすい。骨 - インプラントインターフェイスは、インプラントが患者の解剖学的構造にどの程度一体化するかに有意な影響を及ぼし得、従って、インプラント手順の長期間の継続に直接的な影響を及ぼし得る。十分な骨 - インプラントインターフェイスを提供することは、膝を置換するインプラント等、インプラントが負荷にさらされる場合に、より重要になり得る。

10

【0003】

生体の骨と耐荷重性インプラントの表面との間の、直接の構造的及び機能的接続は、オステオインテグレーションと呼ばれることもある。オステオインテグレーションに関するウルフの法則は、健康なヒト又は動物の骨は、それが位置する場所にかかる負荷に適合される、という、一般に認められた理論である。特定の骨にかかる負荷が増大すると、骨は時間をかけてそれ自体を再形成し、その種の負荷に耐えられるよう、より強いものになる（骨の外部の皮層部分が分厚くなる）。その逆も同様に真である；骨への負荷が減少すると。骨は代謝回転によって弱くなり、これは維持するための代謝的コストが低く、骨質量を維持するために必要な継続的な再生成のための刺激がない。

【0004】

現在のインプラントの設計は、強力な初期固定及び長期間の固定を提供する試みにおいて、様々な技術を使用している。例えば、膝、臀部、肩、足首の関節置換インプラントはしばしば、初期固定を提供するポスト又はネジを含む。残念ながら、これらの固定技術はしばしば、骨 - インプラントインターフェイスにおいて多様かつ不適当な応力分布を含む、欠陥を呈する。骨 / インプラントインターフェイスにおける不適当な応力分布は、最終的には骨密度の低下につながり、これによりインプラントの緩みを引き起こすことがある。いくつかの例では、インプラントは、骨への接着を促進するために、多孔性のコーティングを含む。インプラントのいずれの所定の地点に、複数方向の力が同時にかかるため、これらのコーティングは、十分な初期固定を提供し得ない。このような固定の不足は、不規則な骨の治癒及び再形成、接着の不足、並びに不均一性につながり得る微細な動きを可能にしてしまうことがある。その上、多孔性コーティングは、インプラントが存在する動的環境内での、効果的な骨構造の内殖を促進するために十分な厚さを提供できない。このような不適当な構造設計はしばしば、インプラント構成要素の緩み、インプラントの不安定性、インプラントの移動、インプラントの回転、骨又はインプラントの関節表面の早期摩耗、骨 - インプラントインターフェイスにおける、又はその付近におけるプロテーゼ周囲の破碎等の問題、及びその他の問題による、不適当な長期間固定につながり得る。

20

【0005】

従って、十分な骨 - インプラントインターフェイスを提供するインプラント技術を提供することが求められている。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

インプラントシステム及び関連する装置、並びにそれを使用する方法の様々な実施形態を記載する。1つの実施形態では、使用中に骨構造と接触又はほぼ接触する骨接触表面を有するインプラント本体を含む、整形外科用インプラントを提供し、ここで、骨接触表面は、そこから突出する骨インターフェイス構造を有する。骨インターフェイス構造は、使用中に骨構造に少なくとも部分的に圧入される第1の伸張部分、及び、使用中に骨構造に少なくとも部分的に圧入される第2の伸張部分を含む。第2の伸張部分は、第1の伸張部分に連結され、第1の伸張部分から、第1の伸張部分に対して斜めの角度で延伸している。

40

50

【課題を解決するための手段】**【0007】**

別の実施形態では、整形外科用インプラントを提供することを含む方法を提供する。インプラントは、使用中に骨構造と接触又はほぼ接触する骨接触表面を有するインプラント本体を含み、ここで、骨接触表面は、そこから突出する骨インターフェイス構造を有する。骨インターフェイス構造は、使用中に骨構造に少なくとも部分的に圧入される第1の伸張部分、及び、使用中に骨構造に少なくとも部分的に圧入される第2の伸張部分を含む。第2の伸張部分は、第1の伸張部分に連結され、第1の伸張部分から、第1の伸張部分に対して斜めの角度で延伸している。本方法はまた、骨接触表面が骨構造と接触又はほぼ接觸するように、骨インターフェイス構造を骨構造に挿入することを含む。

10

【0008】

更に別の実施形態では、使用中に骨構造と接触又はほぼ接觸する骨接触表面、及び骨接觸表面から突出する骨インターフェイス構造を有する、インプラント本体を含む、インプラントを提供し、ここで骨インターフェイス構造は立体トラスを含み、また、骨インターフェイス構造は、使用中、骨構造内に配置される。

【0009】

本発明の利点は、以下の詳細な記載によって、及び、添付の図面を参照することで、当業者には明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】**【0010】**

20

【図1】図1は、本技術の1つ以上の実施形態によるインプラントを図示する、ブロック図である。

【図2A】図2Aは、本技術の1つ以上の実施形態による、骨構造に埋入された図1Aのインプラントの側面図である。

【図2B】図2Bは、本技術の1つ以上の実施形態による、図1及び2Aのインプラントの、線2B-2Bでの断面図である。

【図3】図3は、本技術の1つ以上の実施形態による、骨構造に施される切断の図である。

【図4】図4は、本技術の1つ以上の実施形態による切断部材の図である。

【図5】図5は、本技術の1つ以上の実施形態による、インプラントの接觸表面に設けられた複数の骨インターフェイス（例えばロッド）構造を含む、骨-インプラントインターフェイスの図である。

30

【図6】図6は、本技術の1つ以上の実施形態による、複数層のロッド構造を含む骨-インプラントインターフェイスを有する、インプラントの図である。

【図7A】図7Aは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図7B】図7Bは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図7C】図7Cは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

40

【図7D】図7Dは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図7E】図7Eは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図7F】図7Fは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図7G】図7Gは、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造の側面図である。

【図8】図8は、本技術の1つ以上の実施形態による、インプラントの骨-インプラントインターフェイスの接觸表面に配置された、図7A～7Gの各ロッド構造の等角図である。

50

。

【図9A】図9Aは、本技術の1つ以上の実施形態による、骨-インプラントインターフェイスの接触表面に設けられた、複数の例示的な3次元ロッド構造の等角図である。

【図9B】図9Bは、本技術の1つ以上の実施形態による、骨-インプラントインターフェイスの接触表面に設けられた、複数の例示的な3次元ロッド構造の等角図である。

【図10A】図10Aは、本技術の1つ以上の実施形態による例示的なインプラントの等角図である。

【図10B】図10Bは、本技術の1つ以上の実施形態による例示的なインプラントの上面図である。

【図11A】図11Aは、本技術の1つ以上の実施形態による膝インプラントの側面図である。 10

【図11B】図11Bは、本技術の1つ以上の実施形態による膝インプラントの側面図である。

【図12】図12は、本技術の1つ以上の実施形態によるインプラントの側面図である。

【図13】図13は、本技術の1つ以上の実施形態による肩インプラントの図である。

【図14】図14は、本技術の1つ以上の実施形態による、インプラントの埋入方法を図示するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明では、様々な改変及び代替形態が可能であるが、本発明の特定の実施形態を、図面に例として示し、ここで詳細に記載する。図面の縮尺は、正確でないことがある。しかし、図面及びそれに関する詳細な記載は、ここに開示した特定の形態に本発明を限定することを意図したものではなく、逆に、添付の特許請求の範囲で定義する本発明の精神及び範囲の内にあるあらゆる改変、均等物及び代替物を包含することを意図したものである。 20

【0012】

以下で詳細に議論するように、本技術のある実施形態は、整形外科用インプラントを含むインプラントのためのシステム及び方法を含む。いくつかの実施形態では、インプラントは、インプラントと隣接する骨構造との一体化を促進する骨-インプラントインターフェイスを含む。ある実施形態では、骨-インプラントインターフェイスは、インプラントと隣接する骨構造との間の効率的な負荷伝達を提供する。いくつかの実施形態では、骨-インプラントインターフェイスは、そこから延伸するインターフェイス構造（例えばロッド構造）を有するインプラント表面を含み、これは、使用中に骨構造内に配置される。ある実施形態では、ロッド構造は、インプラント表面から延伸する第1の部分と、ロッド構造の第1の部分に対して少なくとも部分的に斜めに配向される第2の部分を含む。ある実施形態では、ロッド構造は、表面から延伸する2次元構造を備える。いくつかの実施形態では、ロッド構造は、骨インターフェイス表面から延伸する、1つ以上のフック型部材（例えばV字型又はU字型部材）を備える。ある実施形態では、ロッド構造は、骨インターフェイス表面から延伸する3次元構造を備える。いくつかの実施形態では、ロッド構造は、整形外科用インプラントの頂点において互いに連結される、複数のロッド部材を備える。ある実施形態では、ロッド構造は、骨インターフェイス表面から延伸する、2つ以上の三角形トラス構造を備え、三角形トラス構造のうち2つ以上（例えば三角形平坦トラスユニット）が、少なくとも1つの共通の支柱を共有する。ある実施形態では、ロッド構造の1つ以上のロッド部材及び/又はインプラントの表面は、その上に配置される生物製剤を含む。いくつかの実施形態では、ロッド構造は、埋入時に骨に押し込まれる。ロッドを骨に押し込むと、骨構造の弾性によって、ロッド構造において又はその周囲で骨が回復（例えば成長）することができる。これにより、ロッド構造の「把持（g r a b b i n g）」又は「保持（h o l d i n g）」効果を得ることができ、こうして、ロッド構造と隣接する骨構造との一体化によるインプラントの初期固定が可能となる。このような把持又は保持は、インプラントの動きを妨げ得る。ある実施形態では、インプラントは、大型関節インプラント（例えば臀部及び/又は膝インプラント）、小型関節インプラント（例えば肩 40

40

50

、肘及び／又は足首インプラント)、外傷インプラント(例えば肩骨折、長期の骨再構成インプラント及び／又は髄内ロッドインプラント)、脊柱インプラント(例えば融合又は動的インプラント)、頭蓋特大インプラント(例えば顎の置換)、歯科インプラントのうち1つ以上を備えてよい。

【0013】

ここで使用する用語「トラス」は、結節を意味する関節に接続された、1つ以上の伸長する支柱を有する構造を表す。トラスは、プラットトラス、キングポストトラス、クインポストトラス、タウン格子トラス、平面トラス、立体トラス及び／又はフィーレンデールトラスといった様々なトラスを含むことができる(その他のトラスを使用することもできる)。各ユニット(例えば、伸長する支柱で周囲が画定される領域)を、「トラスユニット」と呼んでよい。10

【0014】

ここで使用する用語「平面トラス」は、全ての支柱及び結節が、单一の2次元平面内に実質的に存在するようなトラス構造を表す。例えば、平面トラスは、1つ以上の「トラスユニット」を含んでよく、ここでは、1つ以上のトラスユニットの全ての支柱及び結節が実質的に同一の平面内に存在するよう、各支柱は実質的に一直線の部材である。全ての支柱及び結節が実質的に同一の平面内に存在するよう、各支柱は実質的に一直線の部材であるようなトラスユニットは、「平面トラスユニット」と呼ばれる。

【0015】

ここで使用する用語「立体トラス」は、单一の2次元平面内に実質的に制限されていない支柱及び結節を有するトラスを表す。立体トラスは、2つ以上の平面トラス(例えば平面トラスユニット)を含んでよく、ここでは、2つ以上の平面トラスのうち少なくとも1つは、2つ以上の平面トラスのうち少なくとも1つ以上の他のトラスの平面に実質的に平行でない平面内に存在する。例えば、立体トラスは、互いに隣接する(例えば共通の支柱を共有する)2つの平面トラスユニットを含んでよく、各平面トラスユニットは、互いに対し角度が付いた(例えば互いに対して平行でない)別個の平面内に存在する。20

【0016】

ここで使用する用語「三角トラス」は、結節を意味する関節に接続した3つの一直線の支柱で形成される、1つ以上の三角ユニットを有する構造を表す。例えば、三角トラスは、互いに対して3つの結節で連結されて三角形状のトラスを形成する、3つの一直線の、伸長する支柱部材を含んでよい。ここで使用する「平面三角トラス」は、全ての支柱及び結節が、单一の2次元平面内に実質的に存在するような三角トラス構造を表す。各三角ユニットは、「三角トラスユニット」と呼んでよい。三角トラスユニットの全ての支柱及び結節が実質的に同一の平面内に存在するよう、各支柱が実質的に一直線の部材であるような三角トラスユニットは、「平面三角トラスユニット」と呼ばれる。ここで使用する「三角立体トラス」は、1つ以上の三角トラスユニットを含む立体トラスである。30

【0017】

ここで使用する用語「ロッド」は、伸長する部材を表す。ロッドは、様々なジオメトリ、例えば円形、橜円形、三角形、正方形、長方形、五角形等の断面形状を含んでよい。ロッドは、一直線の、又は実質的に一直線の、又はその長さに沿って湾曲する、長手方向の軸を含んでよい。ここで使用する「支柱」は、トラスの少なくとも一部を形成するロッドを表す。40

【0018】

ここで図面に移ると、図1は、本技術の1つ以上の実施形態によるインプラント100を図示したブロック図である。いくつかの実施形態では、インプラント100は、大型関節インプラント(例えば臀部及び／又は膝インプラント)、小型関節インプラント(例えば肩、肘及び／又は足首インプラント)、外傷インプラント(例えば肩骨折、長期の骨再構成インプラント及び／又は髄内ロッドインプラント)、脊柱インプラント(例えば融合又は動的インプラント)、頭蓋特大インプラント(例えば顎の置換)、歯科インプラント等を含んでよい。いくつかの実施形態では、インプラント100は、脊柱インプラント手50

順中に、2つの隣接する脊椎骨の端部平面の間に埋入される、椎間インプラントを含んでよい。例えば、インプラント100は、2つの隣接する脊椎骨の相対位置を堅固に固定することを意図した、融合インプラント(例えば融合ケージ)を含んでよく、又は/及び、2つの隣接する脊椎骨のそれぞれに連結して、2つの隣接する脊椎骨の動作(例えば屈曲、伸張、及び/又は横方向曲がり)を促進することを意図した、動的椎間デバイスを含んでよい。いくつかの実施形態では、インプラント100は、関節を構成する膝インプラントの1つ以上の部分を含んでよい。例えば、インプラント100は、使用中に互いに対しで関節で接続されている、膝インプラントの上部又は下部を含んでよく、ここで、上部及び下部のうち1つ又はこれら両方は、インプラント100を膝の骨構造に連結する骨-インプラントインターフェイスを含む。

10

【0019】

いくつかの実施形態では、インプラント100は、1つ以上の骨-インターフェイスを含んでよい。例えば、図示した実施形態では、インプラント100は、上部骨-インプラントインターフェイス104aと、下部骨-インプラントインターフェイス104bとを有する、インプラント本体102を含む。インプラント100は、インプラントと骨構造とのインターフェイスを提供する骨-インプラントインターフェイスを、いくつでも含んでよい。いくつかの実施形態では、上部骨-インプラントインターフェイス104aは、使用中に、第1の隣接する骨構造に接触してこれを固定することができ、下部骨-インプラントインターフェイス104bは、使用中に、第2の隣接する骨構造に接触してこれを固定することができる。例えば、インプラント100が2つの隣接する骨構造(例えば2つの隣接する脊椎骨の端部平面)の間にインプラント100が挟まれている場合、上部骨-インプラントインターフェイス104aは、インプラント100の上に配置された第1の骨構造の一部に連結してよく、下部骨-インプラントインターフェイス104bは、インプラント100の下に配置された第2の骨構造に連結してよい。所定のインプラントに対する骨-インプラントインターフェイスの数及び配向は、目的とする応用に応じて変化してよく、従って、上部及び下部等の相対的な用語は、例示を意図しており、限定を意図するものではないことを理解されたい。例えば、上部及び下部骨-インプラントインターフェイス104a及び104bは、これらが横に並ぶように(即ち、インプラント本体102の右、左、後及び/又は前側に)配向してもよい。本体102の箱型の形状は、例示を意図したものであり、限定を意図するものではない。本体102は、所定のインプラント応用例においていずれの所望のインプラント構造を含んでよい。例えば、脊柱インプラント又は膝インプラントは、動作の維持を提供するような形状、構成要素、及び物理的構造を含んでよい。

20

【0020】

いくつかの実施形態では、骨-インプラントインターフェイス104a及び104bは、接触表面を含んでよい。ここで使用する用語「接触表面」は、隣接する構造(例えば骨構造)と接触若しくはほぼ接触すること及び/又は埋入時に隣接する構造に接着/連結するようになっているインプラントの一的部分を表す。接触表面は、例えばインプラントのインターフェイスプレートを含んでよい。図示した実施形態では、骨-インプラントインターフェイス104a及び104bはそれぞれ、上部接触表面106a及び下部接触表面106bを含む。接触表面106a及び106bは、インプラント100が埋入される時に、隣接する骨構造と当接及び/又は一体化するようになっている、インプラント100の部分を含んでよい。いくつかの実施形態では、インプラント100は、単一の接触表面又は3つ以上の接触表面を含んでよい。1つ又は複数の接触表面は、いずれの適切な形状(例えば、実質的に平滑な平坦表面、湾曲した/輪郭に沿った表面、隆起等)をとってよい。

30

【0021】

いくつかの実施形態では、骨-インプラントインターフェイスは、インプラント100と隣接する骨構造との連結を促進する構造を含んでよい。例えば、図示した実施形態では、上部骨-インターフェイス104aは、接触表面106aと、そこから延伸するロッド

40

50

構造 108 を含む。使用中、ロッド構造 108 は、隣接する骨構造に圧入されてよい。例えば、インプラント 100 は、骨構造に対して圧迫され、これにより、ロッド構造 108 は、骨構造に突き刺さり、接触表面 106a は、骨構造の、対応する表面に対して圧迫される。従って、ロッド構造 108 は、図 2A 及び 2B に関して以下で詳細に議論するよう 10 に、骨構造に配置されてよい。

【0022】

いくつかの実施形態では、インプラントの骨 - インプラントインターフェイスのいくつ 10 又は全ては、1つ以上のロッド構造を含んでよい。例えば、図示した実施形態では、上 部骨 - インプラントインターフェイス 104a は、その上に配置されるロッド構造 108 を含む。ロッド構造 108 は、単一の骨 - インプラントインターフェイス 104a の單一 20 の接触表面 106a 上に図示されているが、他の実施形態は、いかなる数の骨 - インプラ ントインターフェイス及び接触表面に配置される、いかなる数のロッド構造を含んでよい ことを理解されたい。例えば、いくつかの実施形態では、インプラント 100 は、それ ぞれ骨 - インプラントインターフェイス 104a 及び 104b の上部及び下部接触表面 10 6a 及び 106b の1つ又は両方の上に配置された、1つ以上のロッド構造を含んでよい 。上部及び下部接触表面 106a 及び 106b の両方の上に配置されたロッド構造 108 は、インプラント 100 が、2つの隣接する骨構造の間隙 / 距離をつなぐことを意図した 30 ものである（例えば、インプラント 100 が、上述の2つの隣接した脊椎骨の端部プレートの間に挟まれる）ような、特定の使用に関するものであってよい。

【0023】

いくつかの実施形態では、ロッド構造は、1つ以上のロッド部材（例えば支柱）を含み 20 、このロッド部材は、各接触表面から延伸し、それを通る骨の成長によって、ロッド構造の、ひいてはインプラントの骨構造への連結を促進することができる領域（例えば開口又 30 は少なくとも部分的な開口）を画定する。例えば、図示した実施形態では、ロッド構造 108 は、3つの支柱 110a、110b 及び 110c で形成される立体トラスを含む。支柱 110a、110b 及び 110c はそれぞれ、実質的に一直線に伸長するロッド部材を含み、このロッド部材は、接触表面 106a に連結される第1の端部と、頂点 112 において他の各支柱に連結される第2の端部を有する。三角形状のトラス構造の各面は、支柱 110a、110b 及び 110c のうちの2つと、接触表面 106a の隣接する部分とで 30 画定される周を有する三角形の開口を有する、平面トラスユニットを含む。

【0024】

上述のように、ロッド構造 108 は、一般には、4面を有しがち実質的に開いている領 40 域（例えば開口 / ボリューム）114 を画定する、三角形状の立体トラスを含む。いくつかの実施形態では、開口 / ボリューム 114 は、ロッド構造 108 を通る骨の成長を促進してよく、これによって、インプラント 100 の、隣接する骨構造への連結及び一体化を向上させる。例えば、ロッド構造 108 の少なくとも一部は、隣接する骨構造に接触又はほぼ接触してよく、これによって、ロッド構造 108 の開口 / ボリューム 114 の少なくとも一部へ及び / 又は少なくとも一部を通って、骨が成長することができ、こうして、骨成長は、ロッド構造 108 の1つ以上の支柱 110a、110b 又は 110c と結合する 。骨成長と支柱 110a、110b 又は 110c との結合は、骨構造に対して固定された位置において、インプラント 100 を堅固に固定することができる。

【0025】

図 2A は、本技術の1つ以上の実施形態による、骨構造 120 に埋入された図 1 のイン 50 プラント 100 の側面図を図示する。図 2B は、本技術の1つ以上の実施形態による、骨構造 120 に埋入された図 2A のインプラント 100 の、線 2B - 2B における断面図を図示する。図示した実施形態では、ロッド構造 108 は骨構造 120 内に配置され、接触表面 106a は、骨構造 120 の面 122 に接触するよう圧迫される。骨構造 120 は、ロッド構造 108 のボリューム 114 に配置される。いくつかの実施形態では、骨構造 120 は、支柱 110a、110b 及び 110c の周りで、開口 / ボリューム 114 内へと成長する、骨の成長を含んでよい。いくつかの実施形態では、骨構造 120 は、骨構造 1

20 内へのロッド構造の埋入中に骨構造 120 に作製されるスリットを封止する、骨成長を含んでよい。上述のように、骨成長は、ロッド構造 108 と骨構造 120 の結合を提供することができ、従って、骨構造 120 に対して固定された位置において、インプラント 100 を堅固に固定することができる。ロッド構造 108 は、隣接する骨構造によって効果的に「把持」され得、これにより、ロッド構造 108 と隣接する骨構造 120 とを一体化することができる。図示した実施形態では、インプラント 100 に作用する、矢印 124 方向の力は、骨構造 120 によって供給される、インプラント 100 の動きに抵抗する矢印 126 方向の力によって相殺され得る。例えば、インプラント 100 が膝インプラントを含む場合、力 124 は、「持ち上げ」力を表し得る。いくつかの実施形態では、最終的な持ち上げは、インプラントの特定の部分に作用する力の結果であり得る。例えば、持ち上げは、矢印 124a で表される、インプラント 100 への下方向の力の結果であり得る。矢印 124 方向に働く力などの力の分割に応じて、ロッド構造 108 に連結され、ボリューム 114 内に設けられた骨構造 120 は、インプラントが、矢印 124 の方向に上方向に動くのを妨げることができる。ロッド構造 108 に連結され、ボリューム 114 内に設けられた骨構造 120 によって、横方向 / 剪断力（例えば左右の動き、回転する動き等）に対する同様の抵抗を提供し得る。ボリューム 114 内の骨構造 120 への、力 124 の方向へ支柱 110b 及び 110c を引っ張ることによる負荷伝達により、既に言及したウルフの法則にみられる再形成原理による、骨密度の増加を支援することができる。いくつかの実施形態では、骨構造 120 への表面の（例えば生物製剤又は多孔性のコーティングの使用により強化された）連結によって、骨構造 120 に対するインプラント 100 の動きへの抵抗も与えることができる。
10
20

【0026】

いくつかの実施形態では、ロッド構造 108 は、接触表面 106a から、インプラント 100 の本体 102 の高さ / 厚さより短い、これとほぼ同じ、これと同じ、又はこれより大きい距離（例えば高さ）だけ延伸してよい。例えば、図示した実施形態では、ロッド構造 108 は、インプラント本体 102 の高さ / 厚さの約 4 倍の距離だけ突出し、延伸する。いくつかの実施形態では、ロッド構造 108 は、インプラント 100 の本体 102 の約 10%、15%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80%、90%、100%、150%、200%、250%、300%、350%、400%、450%、500%、550% の高さを有してよい。いくつかの実施形態では、ロッド構造 108 は、約 1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、10mm、15mm、20mm、25mm、30mm、40mm、45mm、50mm、55mm、60mm、65mm、70mm、75mm、80mm、又はそれ以上の高さを有してよい。
30

【0027】

いくつかの実施形態では、インプラント 100 は、隣接する骨構造に接触するよう圧迫されてよく、これにより、埋入に際して、ロッド構造 108 の少なくとも一部が、隣接する骨構造の内側に配置される。例えば、いくつかの実施形態では、インプラント 100 は、骨構造 120 に接触するよう圧迫されてよく、これにより、頂点 112 が骨構造に突き刺さって進み、支柱 110a、110b 又は 110c の少なくとも一部及び開口 / ボリューム 114 が骨構造 120 内へと延伸する。このような技術は、開口 / ボリューム 114 内への、及び / 又はこれを通って骨が成長するのを支援することができる。いくつかの実施形態では、インプラント 100 は、各接触表面（例えば上部接触表面 106a）が骨構造 120 の表面 122 に接触又はほぼ接触するまで、骨構造 120 内へと進む / 圧迫されることができる。
40

【0028】

いくつかの実施形態では、骨 - インプラントインターフェイスの少なくとも一部（例えばロッド構造及び / 又は接触表面）を、骨成長及び / 若しくは骨の接着を促進することを意図した材料、並びに / 又はロッド構造及び / 若しくは接触表面を介した感染を防ぐための抗菌剤でコーティング / 処理してよい。いくつかの実施形態では、骨 - インプラントインターフェイスの一部を、インプラントを骨に挿入した後の痛みを軽減するための耐痛薬
50

物（例えば鎮痛剤）でコーティングしてよい。例えば、いくつかの実施形態では、支柱 1 10 a、1 10 b 若しくは 1 10 c 並びに / 又は接触表面 1 0 6 a 及び 1 0 6 b の表面の少なくともある程度又は全てを、生物製剤、骨成長因子、及び / 又は耐痛薬物でコーティングしてよい。いくつかの実施形態では、骨 - インプラントインターフェイスのある程度の部分又は全て（例えばロッド構造及び / 又は接触表面）は、接触表面の隣接する骨構造への接着を促進する多孔性表面 / コーティングを含んでよい。例えば、支柱 1 10 a、1 10 b 若しくは 1 10 c 並びに / 又は接触表面 1 0 6 a 及び 1 0 6 b のある程度の部分又は全ては、ロッド構造 1 0 8 並びに接触表面 1 0 6 a 及び 1 0 6 b に接着する骨成長を促進するための多孔性表面テクスチャを含んでよい。

【0029】

10

いくつかの実施形態では、ロッド構造を埋入する、隣接する骨構造の少なくとも一部を、隣接する骨構造内へロッド構造を進める / 圧迫する前に、貫通 / 切断 / スリット形成してよい。例えば、脊椎骨の端部プレートを、ロッド構造 1 0 8 の支柱 1 10 a、1 10 b 及び 1 10 c を受容するよう切断してよい。いくつかの実施形態では、隣接する骨構造に切り込みを入れ、その結果としてできる切断部がロッド構造 1 0 8 の部分（例えば 1 つ以上の支柱又はロッド）を収容するように、切断ツール / 刃を使用してよい。例えば、図 1 ~ 2 A に示すように、ロッド構造 1 0 8 が三角形状を含む場合、相補的な Y 字型パターンを有する 1 つ以上の相補的な切断部を、隣接する骨構造に作製してよい。

【0030】

20

図 3 は、本技術の 1 つ以上の実施形態による、骨構造 2 0 2 に備えてよい切断部 2 0 0 を図示する。骨構造 2 0 2 は、骨構造 1 2 0 と同様のものであってよい。切断部 2 2 0 は、ロッド構造 1 0 8 を隣接する骨構造 2 0 2 内へと進める / 圧迫する前に、又はその結果として、備えてよい。図 3 は、骨構造の端面図の代表例であり得る。例えば、図 3 は、脊椎骨の端部プレート面と、この面内に延伸する、ロッド構造 1 0 8 の少なくとも一部を受容するよう成形された Y 字型切断部とを（例えば、脊椎骨の端部プレートを上向き / 下向きに見て）示してよい。いくつかの実施形態では、切断部 2 0 0 は、ロッド構造の 1 つ以上の部分（例えば支柱又はロッド）を収容するようになっている 1 つ以上の区画を含んでよい。例えば、図示した実施形態では、切断部 2 0 0 は、骨構造 2 0 2 に形成した 3 つのスリット 2 0 4 a、2 0 4 b 及び 2 0 4 c を含む。スリット 2 0 4 a、2 0 4 b 及び 2 0 4 c は、骨構造 2 0 2 の面から、骨構造 2 0 2 内へ、骨構造 2 0 2 の面に実質的に垂直な方向並びに / 又はロッド構造 1 0 8 及び / 若しくはインプラント 1 0 0 の支柱が進行すべき方向に実質的に平行な方向に、延伸してよい。

30

【0031】

40

いくつかの実施形態では、スリットは、骨のいかなる材質も除去する必要のない、骨への切断部を含む。例えば、先鋭な切断用刃（例えばナイフ / ブレード）を骨構造 2 0 2 内へと進めて、骨構造 2 0 2 又は骨構造 2 0 2 の相当量を除去することなく、スリット 2 0 4 a、2 0 4 b 及び 2 0 4 c を作製してよい。インプラント 1 0 0 を骨構造 2 0 2 に埋入する間、支柱 1 10 a、1 10 b 又は 1 10 c は、スライドして、それぞれスリット 2 0 4 a、2 0 4 b 又は 2 0 4 c に入り込んでよい。切断部 2 0 0 は、ロッド構造 1 0 8 の部分（例えばロッド又は支柱）の形状 / 配向に対して相補的であってよい。図示した実施形態は、頂点 2 0 6 の周りで互いに對して約 120° に配向された 3 つのスリットを含むが、他の実施形態は、インプラントの接触面から延伸するロッド構造の 1 つ以上の支柱を収容するような、いかなる数のスリットをいかなる配向で含んでよい。例えば、ロッド構造 1 0 8 が実質的に四角錐形状である場合（例えば、図 7 に関して以下に記載するロッド構造 1 0 8 g を参照）、切断部 2 0 0 は、互いに對して約 90° に配向された 4 つのスリットを含んでよい。

【0032】

50

いくつかの実施形態では、切断部 2 0 0 を、骨構造 2 0 2 内へ圧迫される、スライドする、又はその他の方法で進む、1 つ以上の相補的な切断用部材（例えばナイフ / ブレード）を用いて形成してよい。いくつかの実施形態では、切断用部材は、ロッド構造 1 0 8 の

部分（例えばロッド又は支柱）の外形に対して相補的に配設される1つ以上の切断用刃を含み、切断用刃が進むことで、骨構造内へ進む／圧迫されるロッド構造108を収容するためのスリットのうち1つ、複数、又は全てを切断する。

【0033】

図4は、本技術の1つ以上の実施形態による切断用部材250を図示する。切断用部材250は、頂点254の周りで互いに對して約120°に配向された3つの切断用ブレード252a、252b及び252cを含む。いくつかの実施形態では、切断用ブレード252a、252b及び252cは、切断部200のスリット204a、204b及び204c並びに／又はロッド構造108の支柱110a、110若しくは110cに對して相補的に配設される。図示した実施形態は、頂点254の周りで互いに對して約120°に配向された3つの切断用ブレードを含むが、他の実施形態は、インプラント100のロッド構造108の1つ以上の部分（例えばロッド又は支柱）を収容するような、いかなる数の切断用ブレードをいかなる配向で含んでよい。例えば、ロッド構造108が実質的に四角錐形状である場合（例えば、図7に關して以下に記載するロッド構造108bを参照）、切断用部材250は、互いに對して約90°に配向された4つの切断用ブレードを含んでよい。

【0034】

いくつかの実施形態では、切断用部材250の切断用ブレードは、ロッド構造108の高さとほぼ同じ又はそれより深い深さだけ、骨構造202内へ進んでよい。いくつかの実施形態では、切断用ブレードは、ロッド構造108の高さとほぼ同じ又はそれより浅い深さだけ、骨構造202内へ進んでよい。いくつかの実施形態では、切断用ブレードの先頭の刃は、支柱の形状に對して相補的に成形されてよい。例えば、切断用ブレード252a、252b及び252cのうちの1つ、複数又は全ての先頭の刃は、破線256で示すように、インプラント100の相補的な支柱110cの角度と実質的に同じ角度を含む、接触表面106aから延伸する支柱110a、110b又は110cの角度と同様に角度付けされてよい。

【0035】

いくつかの実施形態では、切断用部材250を、骨構造202内へと進む器具として提供してよい。いくつかの実施形態では、切断用部材250を、埋入手順中に使用する1つ以上の他のデバイスと一体化してよい。例えば、脊柱インプラント手順中、切断用部材250は、典型的には脊椎骨の間に位置決めされて、膨張することで隣接する脊椎骨の相対位置を設定する、ディストラクタに接続されてよい。伸延力は、切断用部材250を骨構造202内に進めるよう作用し得る。図4は、本技術の1つ以上の実施形態による、ディストラクタ264の本体262の上部表面260aに配置した切断用部材250を図示する。いくつかの実施形態では、1つ以上の切断用部材を、例えば下部表面206b等、器具（例えばディストラクタ264）の他の部分に配置してよい。ディストラクタ264がディストラクタ（例えば脊柱ディストラクタ）を含む場合、使用中に、ディストラクタ264は、隣接する骨構造（例えば隣接する脊椎骨）の間に配置してよく、膨張して、上部及び下部表面260a及び260bを互いから離れる方向に動かし、これによって、（例えば接触表面260a及び260bの上部及び／又は下部の）1つ以上の切断用部材250を隣接する骨構造（例えば202）内へ圧迫し、骨構造（例えば隣接する脊椎骨の端部プレート）に1つ以上の切断部（例えば切断部200）を形成し、この切断部は、骨構造（例えば骨構造120又は202）に係合するインプラント（例えばインプラント100）の1つ以上のロッド構造（例えばロッド構造108）の支柱（例えば支柱110a、110b及び110c）を収容することを意図したものである。いくつかの実施形態では、ディストラクタは、2つの隣接する骨構造の間（例えば隣接する脊椎骨の端部プレートの間）の離間距離を増大させるために使用してよい。いくつかの実施形態では、切断部の作製に續いて、ディストラクタを収縮させて及び／又は除去して、インプラント（例えば100）を骨構造の間（例えばディストラクタと実質的に同じ位置）に配置し、これにより、1つ以上のロッド構造を、作製した1つ以上の切断部と整列させる／係合させる。他の

10

20

30

40

50

実施形態は、ロッド構造を配置すべき骨構造内へ、切断用部材 250 を圧迫する又は進めることを含んでよい。

【0036】

上記実施形態のいくつかは、単一のロッド構造に関して記載したものであったが、他の実施形態は、ロッド構造をいかなる数及び構成で含んでよい。いくつかの実施形態では、複数のロッド構造を、インプラント 100 の 1 つ以上の骨 - インプラントインターフェイスに備えてよい。図 5 は、本技術の 1 つ以上の実施形態による、インプラント 100 の上部接触表面 106a に備えた複数のロッド構造 108a、108b、108c 及び 108d を含む、骨 - インプラントインターフェイス 104 を示す。図示した実施形態では、4 つのロッド構造 108a、108b、108c 及び 108d を、インプラント 100 の上部接触表面 106a に、実質的に互いに隣接するように配置する。ロッド構造ロッド構造 108a、108b、108c 及び 108d のいくつか又は全ての支柱は、接触表面 106a において、別のロッド構造 108a、108b、108c 及び 108d と少なくとも 1 つの共通の頂点を共有してよい。いくつかの実施形態では、ロッド構造のうちの 1 つ、複数又は全ては、互いに離間してよい。例えば、ロッド構造 108a、108b、108c 及び 108d のうちの 1 つ、複数又は全ては、接触表面 106a において又はその近傍において、頂点を共有しなくてもよい。いくつかの実施形態では、インプラント 100 のいかなる部分に、いかなる数のロッド構造を設けてよい。いくつかの実施形態では、ロッド構造の形状及び配向は、様々な所望の形状を模倣するように変更してよい。例えば、いくつかの実施形態では、ロッド構造 108a ~ 108d のトラス構造は、関節のボール及び / 又はソケットの外形と同様の湾曲した外形を提供するために、高さ及び / 又は配向を変更してよい。10

【0037】

いくつかの実施形態では、骨 - インプラントインターフェイスは、互いに堆積された複数のロッド構造を含んでよく、これらは、インプラント 100 の 1 つ以上の接触表面上に配置されるウェブ状トラス構造を形成する。図 6 は、本技術の 1 つ以上の実施形態による、複数層ロッド構造（例えばトラス / ウェブ構造）270 を含む骨 - インプラントインターフェイス 104 を有するインプラント 100 を図示する。複数層ロッド構造 270 を、インプラント 100 の骨 - インプラントインターフェイスに配置してよい。例えば、図示した実施形態では、複数層ロッド構造 270 を、インプラント 100 の接触表面 106a に配置する。いくつかの実施形態では、複数層ロッド構造は、互いに連結した及び / 又は互いに堆積された、複数のロッド構造を含んでよい。ロッド構造の堆積は、重大な骨の欠損が起こり、骨を置換する必要がある場合の、修正手順の複雑さに対処することができる。堆積設計の第 1 の層は、初期状態の骨構造の「高さ」を置換することができ、P M M A 等のセメント、又は時間をかけて骨に再形成されるリン酸カルシウム等の骨空隙充填材で充填することができる。堆積構造の第 2 の層は、固定及び負荷移動のために設けてよい。例えば、図示した実施形態では、三角形のロッド構造 108e を、ロッド構造 108b、108c 及び 108d の頂点に堆積する。いくつかの実施形態では、ウェブ構造 270 の形状及び配向は、様々な所望の形状を模倣するように変更してよい。例えば、いくつかの実施形態では、ウェブ構造 270 は、関節のボール及び / 又はソケットの外形と同様の湾曲した外形を提供するために、高さ及び / 又は配向を変更してよい。30

【0038】

いくつかの実施形態では、1 つ以上の追加のロッド部材を、ロッド構造の頂点のうちの 1 つ、複数、又は全ての間に設けてよい。例えば、図示した実施形態では、支柱 110d ~ 110h が、ロッド構造 108a ~ 108d の頂点の間に延伸する。いくつかの実施形態では、1 つ以上の支柱が、いくつか又は全ての支柱の間に、これらが接触面と連結する点又はその近傍において延伸してよい。例えば、1 つ以上のロッド部材 / 支柱が、図 1、4 及び 5 に図示した 1 つ以上の破線の場所に延伸してよい。

【0039】

様々な形状のトラス構造が考えられるにもかかわらず、上記実施形態のいくつかは、特40

定の形状のロッド構造（例えば三角形状の立体トラス構造108）に関して記載したものであった。このような記載は例示を意図したものであり、限定を意図したものではないことを理解されたい。例えば、いくつかの実施形態では、ロッド構造108は、Jesse e Huntによって2008年12月18日に提出された、「トラスインプラント」という名称の米国仮特許出願第61/138707号や、Jesse Huntによって2009年12月17日に提出された、「トラスインプラント」という名称の米国特許出願第12/640825号に記載されたもの等のウェブ／トラス構造を含んでよく、これらの文献は、参照によってその全体を本明細書に援用する。

【0040】

いくつかの実施形態では、ロッド構造は、2次元ロッド構造を含んでよい。**図7A～7G**は、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的な2次元ロッド構造108f～1081の側面図を図示する。**図8**は、本技術の1つ以上の実施形態による、インプラント100の骨-インプラントインターフェイス104の接触表面106に配置された、**図7A～7G**の各ロッド構造108f～1081の等角図を図示する。**図7A**は、三角形状のロッド構造108fを含み、このロッド構造108fは、互いに頂点において連結され、かつ本体102の接触表面106に連結される端部をそれぞれ含む2つのロッド部材110を含み、これにより、それを通して骨成長が起こり得る開口114を画定する。ロッド構造108fは、三角形状の平面トラスを含んでよい。**図7B**は、U字型の屈曲部をその頂点に有し、湾曲したロッド部材110を含むU字型のロッド構造108gを含み、このロッド構造108gは、U字型のまた、本体102の接触表面106に連結される端部を有し、これにより、それを通して骨成長が起こり得る開口114を画定する。**いくつかの実施形態では、湾曲したロッド部材110は、U字型を形成する2つ以上の部分（例えばロッド部材）を含んでよい。**例えば、右湾曲部分が接触表面106から延伸してよく、左湾曲部分が接触表面106から延伸してよく、2つの湾曲部分は、ロッド構造108gの頂点において互いに連結されてよい。従って、2つの湾曲部分は互いに対しても、開口114を画定するU字型を形成するように配向されてよい。**図7C**は、複数の実質的に一直線のロッド部材100を含むU字型のロッド構造108hを含み、このロッド部材110は、その頂点に1つの実質的に一直線のロッド部材を有し、本体102の接触表面106に連結された両端に2つの実質的に一直線のロッド部材を有し、それを通して骨成長が起こり得る開口領域114を画定する。**図7D**はL字型のロッド構造108iを含み、このロッド構造108iは、本体102の接触表面106から延伸する第1の実質的に一直線のロッド部材110、及び、第1のロッド部材110に対して斜めの角度（例えば、ほぼ垂直の角度）に配向される第2の実質的に一直線のロッド部材110を含む。**図7E**は、フック／とげ形状のロッド構造108jを含み、このロッド構造108jは、本体102の接触表面106から延伸する第1の実質的に一直線のロッド部材110、及び、第1のロッド部材110に対して斜めの角度（例えば、約45°の鋭角）に配向される第2の実質的に一直線のロッド部材110を含む。他の実施形態は、約10°～約170°の、第1のロッド部材に対する第2のロッド部材の様々な角度を含んでよい（例えば、第2のロッド部材が第1のロッド部材に対して約10°、20°、30°、40°、50°、60°、70°、80°、90°、100°、110°、120°、130°、140°、150°、160°、及び／又は170°だけ斜めに角度付けられている）。**図7F**は、フック形状のロッド構造108kを含み、このロッド構造108kは、本体102の接触表面106から延伸する第1の実質的に一直線のロッド部材110、第1のロッド部材110に対して斜めの角度（例えば、ほぼ垂直の角度）に配向される第2の実質的に一直線のロッド部材110、及び、第1のロッド部材110に対して実質的に平行に配向される第3の実質的に一直線のロッド部材110を含む。他の実施形態は、第1のロッド部材に対する第2のロッド部材の様々な角度を含んでよく（例えば、第2のロッド部材が第1のロッド部材に対して約10°～約170°だけ斜めに角度付けられている - 第2のロッド部材が第1のロッド部材に対して約10°、20°、30°、40°、50°、60°、70°、80°、90°、100°、110°、120°、130°、140°、150°、160°）、**50**

°、及び／又は170°だけ斜めに角度付けられている)、第2のロッド部材に対する第3のロッド部材の様々な角度を含んでよい(例えば、第3のロッド部材が第2のロッド部材に対して約10°～約170°だけ斜めに角度付けられている-第3のロッド部材が第2のロッド部材に対して約10°、20°、30°、40°、50°、60°、70°、80°、90°、100°、110°、120°、130°、140°、150°、160°、及び／又は170°だけ斜めに角度付けられている)。図7Gは、フック形状のロッド構造1081を含み、このロッド構造1081は、本体102の接触表面106まで湾曲して戻る、丸みを帯びた端部を有するロッド部材を含む。従って、ロッド部材1081は、少なくとも一端において湾曲し、フックのような形状を形成する丸みを帯びた屈曲部を提供する、長手方向の軸を有する、ロッド部材100を含んでよい。この屈曲部は、示したように、約10°～約180°、又はそれ以上の屈曲を含んでよい。

【0041】

いくつかの実施形態では、ロッド構造は、3次元ロッド構造を含んでよい。例えば、ロッド構造は、1つ以上の、図1～6に関して上述したロッド構造108と同様の形状の、3面を有する三角形状の立体トラス構造を含む。図9A～9Bは、本技術の1つ以上の実施形態による、インプラント100の骨-インプラントインターフェイス104の接触表面106に配置される、複数の例示的な3次元ロッド構造108m～108wの等角図を図示する。ロッド構造108m、108n、108o及び108pはそれぞれ、4面を有する(例えば四角錐の)立体トラス、5面を有する立体トラス、6面を有する立体トラス、及び8面を有する立体トラスである。ロッド構造108qは、図7Cのロッド構造108hのロッド部材と同様の複数のロッド部材から形成される、長方形／正方形のロッド構造を含む。ロッド構造108rは、図7Cのロッド構造108hのロッド部材と同様の複数のロッド部材から形成される、X字型のロッド構造を含む。ロッド構造108sは、図7Bのロッド構造108gのロッド部材と同様の複数の湾曲したロッド部材から形成される、X字型のロッド構造を含む。ロッド構造108tは、図7Dのロッド構造108iのロッド構造と同様の複数のロッド構造から形成される、3フック(例えばトレブルフック)形状のロッド構造を含む。ロッド構造108uは、図7Eのロッド構造108jのロッド構造と同様の複数のロッド構造から形成される、トレブルフック形状のロッド構造を含む。ロッド構造108vは、図7Fのロッド構造108kのロッド構造と同様の複数のロッド構造から形成される、トレブルフック形状のロッド構造を含む。ロッド構造108wは、図7Gのロッド構造108lのロッド構造と同様の複数のロッド構造から形成される、トレブルフック形状のロッド構造を含む。ロッド構造108xは図7Cのロッド構造108hのロッド部材と同様の、反復パターンで配置される複数のロッド部材から形成される、S字型のロッド構造を含む。他の実施形態は、ランダムなパターンを含んでよく、及び／又は、ここに記載したロッド構造(例えば108～108w)の他の形状及び配置のいくつか若しくはすべてを含むパターンを含んでよい。

【0042】

いくつかの実施形態では、ここに記載したいずれのロッド構造は、複数のロッド部材を連結して形成してよく、又は、与えられた形状に屈曲／形成／鋳造された単一のロッド部材で形成してよい。いくつかの実施形態では、ロッド部材(例えば支柱)は、約0.25ミリメートル(mm)～5mmの厚さ(例えば直径)を有してよい(例えば、直径約0.25mm、0.5mm、0.6mm、0.7mm、0.8mm、0.9mm、1mm、2mm、3mm、4mm又は5mm)。いくつかの実施形態では、ロッド構造は、約1インチ未満の全長又は全幅を有してよい(例えば、長さ約0.9インチ、0.8インチ、0.7インチ、0.6インチ、0.5インチ、0.4インチ、0.3インチ、0.2インチ、0.1インチ未満)。

【0043】

実施形態は、いかなる多様な形状を有するロッド構造を含んでよい。例えば、他の実施形態は、7面を有する立体トラス及び／又は8以上の面を有する立体トラスを含んでよい。いくつかの実施形態では、いかなるタイプ、サイズ、数、又は、複数の数、タイプ、サ

10

20

30

40

50

イズの組み合わせのロッド構造を、インプラントの接触表面のうちの1つ、複数、又は全てに設けてよい。

【0044】

図10A及び10Bはそれぞれ、本技術の1つ以上の実施形態による、例示的なインプラント300の等角図及び上面図を図示する。いくつかの実施形態では、インプラント300は、骨-インプラントインターフェイス304を含み、この骨-インプラントインターフェイス304は、そこから延伸する複数のロッド構造308を有する接触表面306を含む。図示した実施形態では、ロッド構造308は、複数の異なる形状及びサイズを含む。例えば、ロッド構造308のいくつかは、小さいサイズの三角形状立体トラスであり、ロッド構造308のいくつかは、小さいサイズの三角形状立体トラスのロッド部材の間またはその上に延伸する、大きいサイズの三角形状立体トラスであり、ロッド構造308のいくつかは、6角形パターンに配設された支柱を含み、これにより、立体トラスに対応する、6面を有する平面トラスを形成する。いくつかの実施形態では、インプラント300は、膝インプラントの下部部分を含んでよい。

10

【0045】

図11Aは、本技術の1つ以上の実施形態による、膝インプラント400の側面図を図示する。図示した実施形態では、インプラント400は、上部本体402a及び下部本体402bを含み、これらはそれぞれ、骨-インプラントインターフェイス404a及び404bを有する。上部本体402aは、骨構造420aを載置するカップを含む。いくつかの実施形態では、骨-インプラントインターフェイス404a及び404bの1つ又は両方は、ロッド構造を含んでよい。例えば、図示した実施形態では、インターフェイス404a及び404bはそれぞれ、接触表面406a及び406bから延伸するロッド構造408a及び408bを含む。

20

【0046】

いくつかの実施形態では、ロッド構造は、他の形態及びタイプの骨-インプラントインターフェイス、例えばロッド又は竜骨と併用してよい。例えば、図11Bに示すように、上部本体402aは、骨構造420a内に配置される伸長するロッド410aを含んでよく、及び/又は、下部本体402bは、骨構造420b内に配置される伸長するロッド410bを含んでよい。伸長するロッドは、ダボ継ぎロッド、ネジ、竜骨等を含んでよい。

【0047】

30

いくつかの実施形態では、インプラント100（例えばインプラント本体102）は、Jesse Huntによって2008年12月18日に提出された、「トラスインプラント」という名称の米国仮特許出願第61/138707号や、Jesse Huntによって2009年12月17日に提出された、「トラスインプラント」という名称の米国特許出願第12/640,825号に記載されたもの等のウェブ/トラス構造を含んでよく、これらの文献は、参照によってその全体を本明細書に援用する。図12は、本技術の1つ以上の実施形態によるインプラント500の側面図を図示する。図示した実施形態では、インプラント500は、ウェブ/トラス構造を有する本体502と、インプラント500の上部及び下部接触表面506a及び506bから延伸する複数のロッド構造508a及び508bをそれぞれ含む、上部及び下部骨-インプラントインターフェイス504a及び504bと、を含む。インプラント500は、いくつかの実施形態では、脊柱インプラント（例えば、脊柱融合ケージ、脊椎骨本体置換（VBR）、又は脊柱動作維持インプラント）を含んでよい。例えば、上部骨-インプラントインターフェイス504aは、上側の脊椎骨の端部プレートに一体化してよく（例えば、ロッド構造508aを、上側の脊椎骨の端部プレートに圧迫してよい）、下部骨-インプラントインターフェイス504bは、下側の脊椎骨の端部プレートに一体化してよい（例えば、ロッド構造508bを、上側の脊椎骨の端部プレートに圧迫してよい）。

40

【0048】

図13は、本技術の1つ以上の実施形態による、肩インプラント600を図示した図である。図示した実施形態では、インプラント600は、それぞれ骨-インプラントインタ

50

ーフェイス 604a 及び 604b を有する、第 1 の本体 602a 及び第 2 の本体 602b を含む。いくつかの実施形態では、骨 - インプラントインターフェイス 604a 及び 604b の 1 つ又は両方は、ロッド構造を含んでよい。例えば、図示した実施形態では、インターフェイス 604a 及び 604b は、ロッド構造 608a 及び 608b を含む。いくつかの実施形態では、骨とのインターフェイスに、ロッドインターフェイスのみを用いる。例えば、本体 602a の伸張した部分は存在しなくてよく、及び / 又は本体 602b のネジは存在しなくてよい。

【 0049 】

図 14 は、本技術の 1 つ以上の実施形態によるインプラントを埋入する方法 1000 を図示したフロー チャートである。図示した実施形態では、方法 1000 は、ブロック 1002 で示すように骨構造を準備すること、及び、ブロック 1004 で示すようにインプラント（例えばインプラント 100）を挿入することを含む。いくつかの実施形態では、骨構造を準備することは、骨構造を位置決めすることを含む。例えば、ディストラクタ（例えば図 4 のディストラクタ 262）を使用して、隣接する骨構造を分離してよく、これにより、インプラントを 2 つの隣接する骨構造の間に挟むことができる。いくつかの実施形態では、骨構造を準備することは、骨構造を切断 / スリット形成して、この骨構造に連結されるインプラントのロッド構造の 1 つ以上の支柱を収容することを含む。例えば、切断用部材（例えば切断用部材 250）を骨構造内へ進めて、1 つ以上のスリット（例えばスリット 204a、204b 及び 204c）を含む切断部（例えば切断部 200）を作製してよい。いくつかの実施形態では、伸延及び切断は、その接触面に連結された 1 つ以上の切断用部材を含むディストラクタ（例えば、上面 206a 及び下面 206b の両方に連結された切断用部材 250 を有するディストラクタ 264）を使用することで、同時に実行してよい。

【 0050 】

いくつかの実施形態では、インプラントを挿入することは、骨構造（例えば骨構造 202）に隣接してインプラント（例えばインプラント 100）を位置決めすること、骨構造の相補的部分（例えば切断部 200）とロッド構造（例えばロッド構造 108）を整列すること、及び / 又は、骨 - インプラントインターフェイス（例えば骨 - インプラントインターフェイス 104、104a 又は 104b）を骨構造に向かって進めて、少なくともこのロッド構造を骨構造に接触又はほぼ接触させることを含む。いくつかの実施形態では、インプラントを、接触表面（例えば接触表面 106a 及び / 又は 106b）が骨構造と接触又はほぼ接触し、ロッド構造の少なくとも一部分又は実質的にその全体が、骨構造内に配置されるまで進めてよい。例えば、トラス構造 108 の実質的に全ての支柱を、骨構造に設けたスリット 204a、204b 及び 204c 内に配置してよい。

【 0051 】

方法 1000 は例示的なものであり、限定を意図したものではないことが理解されるであろう。記載した 1 つ以上の要素は、同時に実行してよく、又は上に示したものとは異なる順序で実行してよく、又はその全体を削除してよい。方法 1000 は、いかなる数の変形を含み得る。例えば、いくつかの実施形態では、ロッド構造 108 のロッド / 支柱は、骨構造の必要な準備手順を最小とするために、先鋭な / 薄い外形を含んでよい（例えば、インプラントが進み、骨の表面に接触するにつれて、ロッド構造の支柱は骨構造を貫通 / スライスすることができるため、切断部を骨構造に設ける必要はない）。従って、いくつかの実施形態では、方法 1000 のステップ 1002 及び 1004 を、まとめて单一のステップとしてよい。

【 0052 】

以上の記載から、本発明の様々な態様の更なる改変及び代替実施形態が、当業者には明らかであろう。従って、以上の記載は、単なる例示として解釈されるべきであり、当業者に、本発明を実施する一般的な方法に付いて教示するためのものである。ここに示し、記載した本発明の形態は、実施形態の例と捕らえられるべきものであることを理解されたい。要素及び材料は、ここに図示及び記載したものを置換してよく、部品及び工程を反転又

10

20

30

40

50

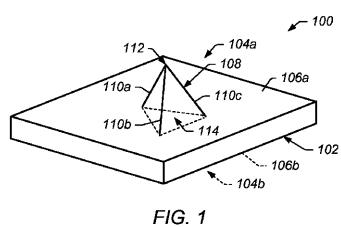
は省略してよく、本発明の一定の特徴は、独立して利用してよく、これら全ては、本発明に関する以上の記載の利益に関係する当業者には明らかであろう。ここに記載した要素は、以下の特許請求の範囲に記載する本発明の精神及び範囲から逸脱しない限りにおいて、変更してよい。更に、単語「してよい、し得る（may）」は、本出願の全体において、許容（即ち、する能力がある、することができる）を表すために使用しており、強制（即ち、しなければならない）を表すために使用したものではない。用語「含む」とその変形形態は、「含むが、それに限定されない」を意味する。本出願の全体において使用したように、単数形「a」「an」及び「the」は、その内容が明らかに単数を示していない限り、複数の指示対象を含む。よって、例えば「部材（a member）」という表現は、2つ以上の部材の組み合わせを含む。用語「連結された（coupled）」は、「直接的又は間接的に接続された」を意味する。

10

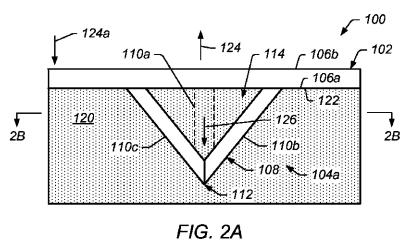
【0053】

特定の米国特許、米国特許出願及びその他の資料（例えば記事）を、参照により本発明に援用した。しかしながら、これらの米国特許、米国特許出願及びその他の資料の本文は、これらの本文と、ここに発表したその他の叙述及び図面との間に矛盾が存在しない範囲でのみ、参照によって援用される。このような矛盾が発生した場合は、参照によって組み込まれる特定の米国特許、米国特許出願及びその他の資料の、このような矛盾の原因となるいかなる本文は、参照によって本特許に明確に援用しないものとする。

【図1】



【図2A】



【図2B】

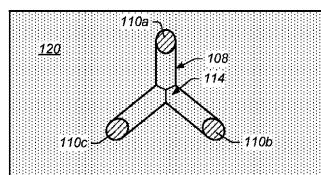


FIG. 2B

【図3】

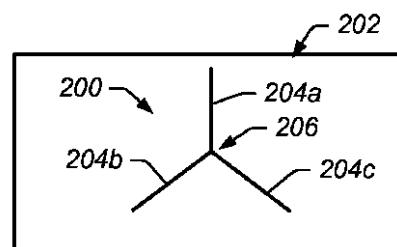


FIG. 3

【図4】

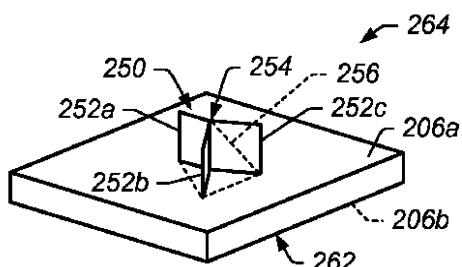
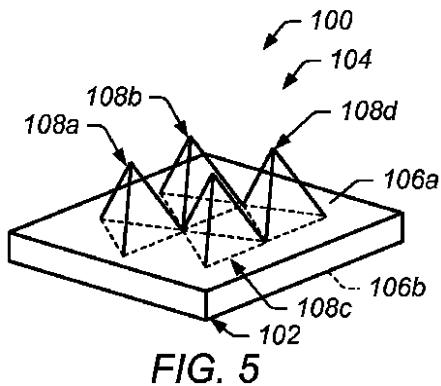
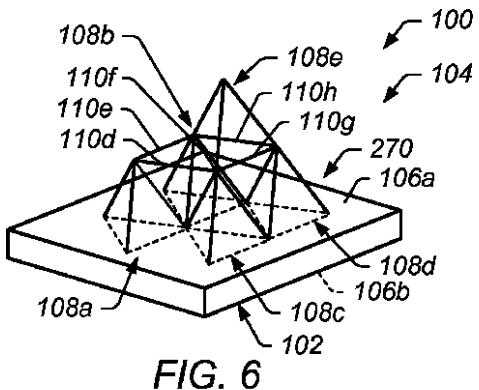


FIG. 4

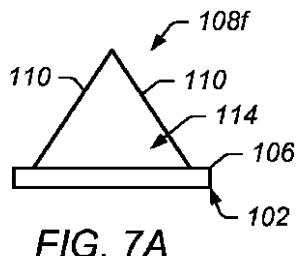
【図5】



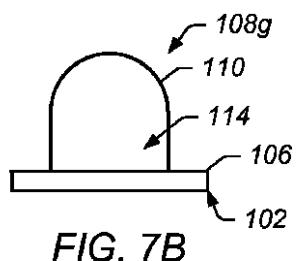
【図6】



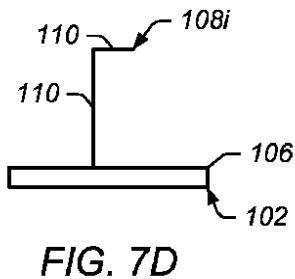
【図7A】



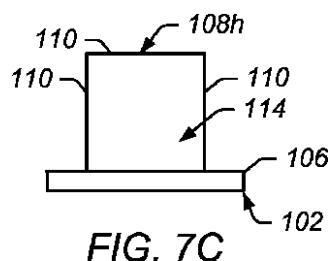
【図7B】



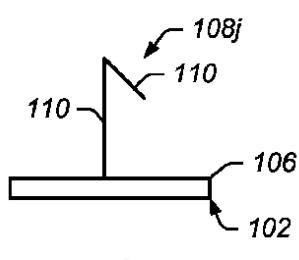
【図7D】



【図7C】



【図7E】



【図 7 F】

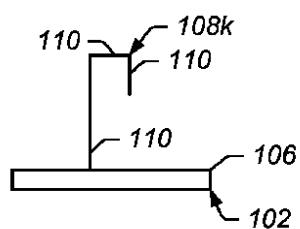


FIG. 7F

【図 7 G】

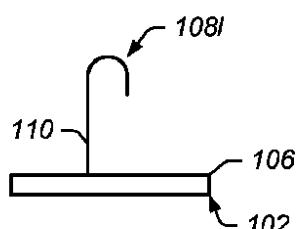


FIG. 7G

【図 8】

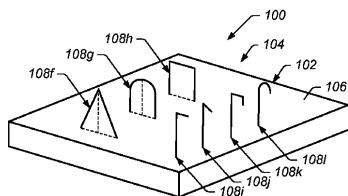


FIG. 8

【図 9 A】

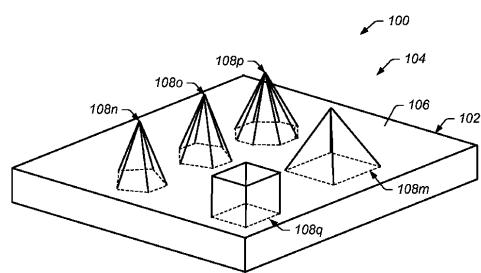


FIG. 9A

【図 9 B】

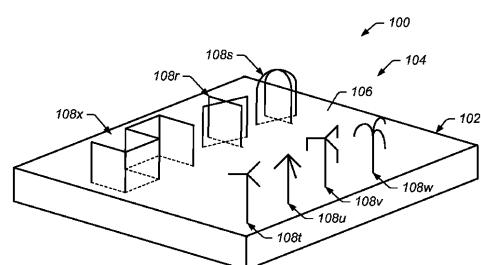


FIG. 9B

【図 10 B】

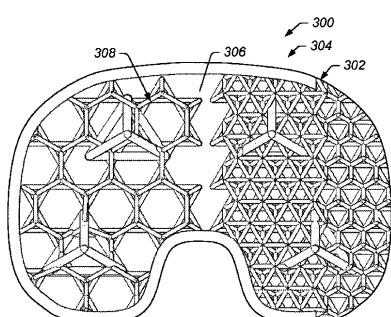


FIG. 10B

【図 10 A】

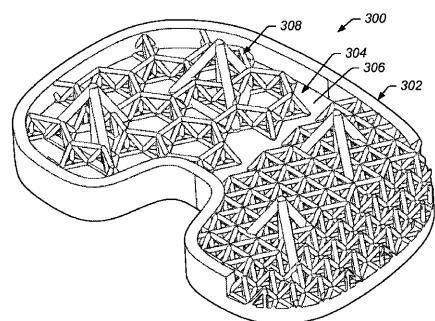


FIG. 10A

【図 11A】

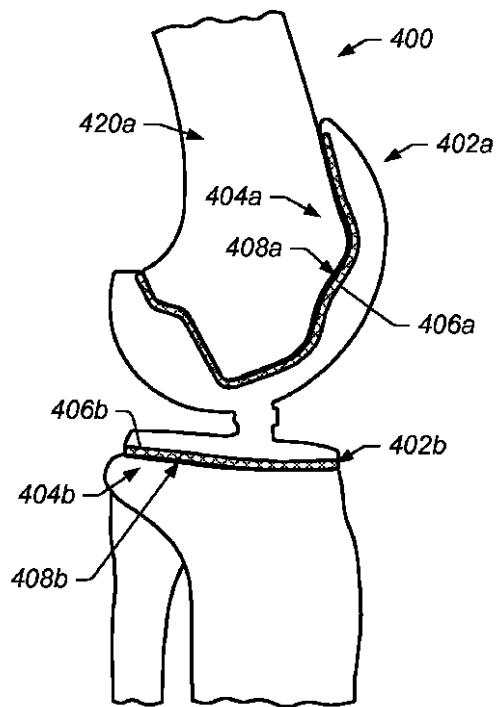


FIG. 11A

【図 11B】

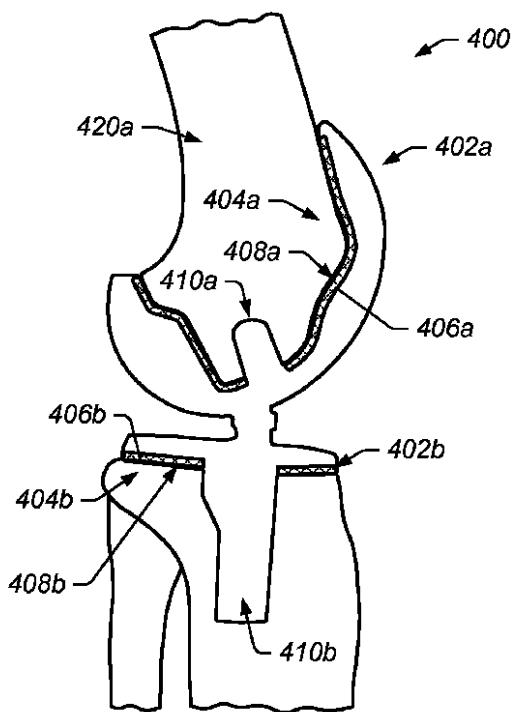


FIG. 11B

【図 12】

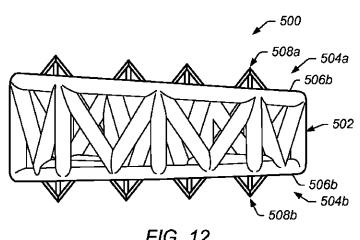


FIG. 12

【図 14】

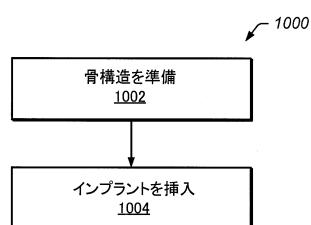


FIG. 14

【図 13】

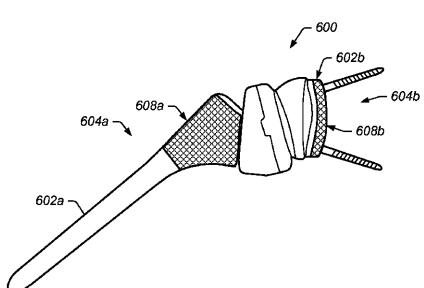


FIG. 13

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-167665(JP,A)
特表平06-503990(JP,A)
特表2008-539817(JP,A)
特開2007-262568(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0251690(US,A1)
独国特許出願公開第102006047663(DE,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 F 2 / 28
A 61 F 2 / 30