

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6149083号
(P6149083)

(45) 発行日 平成29年6月14日 (2017. 6. 14)

(24) 登録日 平成29年5月26日 (2017. 5. 26)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 17/72 (2006.01) A 6 1 B 17/72

請求項の数 19 (全 70 頁)

(21) 出願番号	特願2015-197678 (P2015-197678)	(73) 特許権者	512190697
(22) 出願日	平成27年10月5日 (2015. 10. 5)		コンベンタス オーソピディックス, イ
(62) 分割の表示	特願2013-215243 (P2013-215243)		ンコーポレイテッド
原出願日	平成21年1月14日 (2009. 1. 14)		アメリカ合衆国 ミネソタ 55369,
(65) 公開番号	特開2016-27890 (P2016-27890A)		メープル グローブ, 73アールディ
(43) 公開日	平成28年2月25日 (2016. 2. 25)		ー アベニュー ノース 10200,
審査請求日	平成27年11月2日 (2015. 11. 2)		スイート 122
(31) 優先権主張番号	61/020, 778	(74) 代理人	100078282
(32) 優先日	平成20年1月14日 (2008. 1. 14)		弁理士 山本 秀策
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	61/090, 999		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成20年8月22日 (2008. 8. 22)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨折修復のための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

骨の骨折を治療する装置であって、前記骨折は分節を含み、前記骨は内腔を有し、
前記装置は、縦方向軸を有する固着基材と、プレートとを備え、
前記固着基材は、前記内腔内で前記縦方向軸の周りで半径方向に拡張するように構成され、

前記プレートは、前記内腔の外部に配置されるように構成され、前記プレートは、1つ以上のアンカを受容する複数の穴を備え、前記1つ以上のアンカは、前記骨の皮質部分を通過し、前記内腔を貫通し、前記固着基材に係合し、

前記固着基材は、アンカ係合セルの第1の密度を有する第1の拡張バンドと、アンカ係合セルの第2の密度を有する第2の拡張バンドと、アンカ係合セルの第3の密度を有する第3の拡張バンドとを備え、

前記アンカ係合セルの第1の密度と、前記アンカ係合セルの第2の密度と、前記アンカ係合セルの第3の密度とは互いに異なる、装置。

【請求項 2】

前記プレートは可撓性である、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記固着基材の拡張状態は、熱的に事前設定された形状に基づく、請求項1に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

前記固着基材の拡張状態は、塑性変形に基づく、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記固着基材の近位部分は、前記縦方向軸に沿って遠位に変位させられるように構成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記固着基材は、前記固着基材の近位部分が前記縦方向軸に沿って遠位に変位すると、前記縦方向軸から離れて半径方向に拡張するように構成される、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記アンカ係合セルの第 1 の密度と、前記アンカ係合セルの第 2 の密度と、前記アンカ係合セルの第 3 の密度とのうちの少なくとも 1 つは、前記固着基材が拡張するときに所望の輪郭を提供するように選択される、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 8】

中央軸部材をさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

前記中央軸部材の遠位部分は、前記固着基材の遠位部分において、前記固着基材の遠位部分に縦方向に固定される、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記中央軸部材の近位部分は、前記固着基材の近位部分において、前記固着基材の近位部分に縦方向に固定される、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 11】

20

前記第 2 の拡張バンドのアンカ係合セルの第 2 の密度は、前記第 1 の拡張バンドのアンカ係合セルの第 1 の密度よりも大きい、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記第 2 の拡張バンドは、前記第 1 の拡張バンドが拡張するよりも半径方向に大きく拡張する、請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記固着基材は、第 4 の拡張バンドをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

前記第 3 の拡張バンドは、前記第 3 の拡張バンドが他の拡張バンドよりも半径方向に大きく拡張するように構成されるようにアンカ係合セルの最大密度を有する、請求項 13 に記載の装置。

30

【請求項 15】

前記アンカ係合セルの第 1 の密度と、前記アンカ係合セルの第 2 の密度と、前記アンカ係合セルの第 3 の密度とのうちの少なくとも 1 つは、円周方向に変動する拡張半径を提供するように円周方向に変動する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 16】

前記固着基材は、非対称の髓内空洞に対応するかまたは輪郭を合わせる輪郭を有するように構成される、請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

前記第 1 の拡張バンドは、前記縦方向軸から第 1 の半径距離まで拡張するように構成され、前記第 1 の半径距離は、前記アンカ係合セルの第 1 の密度に基づく、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 18】

前記第 2 の拡張バンドは、前記縦方向軸から第 2 の半径距離まで拡張するように構成され、前記第 2 の半径距離は、前記アンカ係合セルの第 2 の密度に基づく、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 19】

前記第 3 の拡張バンドは、前記縦方向軸から第 3 の半径距離まで拡張するように構成され、前記第 3 の半径距離は、前記アンカ係合セルの第 3 の密度に基づく、請求項 1 に記載の装置。

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

(発明の分野)

本開示の側面は、骨折を修復するための装置および方法を提供するステップに関する。具体的には、本開示は、骨に挿入されるデバイスを利用して骨折を修復するための装置および方法を提供するステップに関する。

【背景技術】**【0002】**

10

現在、長骨骨折を治療するための多くの既知の方法がある。一般的な骨折治療は、(1)非外科的固定化、(2)骨縫合および引張りバンド技法、(3)経皮的固定(例えば、ピン、ワイヤ、ネジ等を使用する)、(4)剛性髄内釘固定(例えば、大型ロッドおよび雄ネジを使用する)、(5)可撓性プレート骨接合術(例えば、「負荷分散」縫合)、(6)関節形成術(例えば、人工関節を使用する)、(7)プレート術および他の適応症特有の技法を含む。ある臨床基準を満たす、いくつかの骨折は、非外科的固定化よりも外科的修復を必要とする場合がある。

【0003】

細長い骨または長い骨の中間幹は、典型的には、骨幹として分類される。そのような骨の端は、典型的には、骨端として分類される。骨幹と端との間で遷移する骨は、典型的には、骨幹端として分類される。

20

【0004】

骨幹端および骨端の骨は、典型的には、幹の骨よりも、密度が低く、海綿状(多孔質)で、皮質が少ない。骨幹端および骨端の骨折の修復は、しばしば、関節への近接性によって複雑になる。そのような骨質および解剖学的な違いのため、骨幹端および骨端の骨におけるプレートおよびネジの固定は、典型的には、骨幹の骨におけるプレートおよびネジの固定よりも困難である。これは、患者が高齢であり、骨粗鬆症に罹患している場合に、特に当てはまる場合がある。

【0005】

一般に、骨折固定は、縦方向(骨の長軸に沿う)、横方向(骨の長軸を横断する)、および回転(骨の長軸の周り)の安定性を提供し得る。骨折固定はまた、正常な生物学的および治癒機能を保ち得る。

30

【0006】

(1)皮膚内にあるデバイス(内部固定)、(2)皮膚から外へ延在するデバイス(外部固定)といった、外科的固定の2つの主要な種類がある。(a)骨の外側にネジで取り付けられるプレート、または(b)骨の中心に及ぶロッドといった、長骨手術の2つの一般的な種類の内部固定アプローチがある。

【0007】

プレートおよびネジは、比較的低侵襲性の手術、骨の外部の片側からの骨折した骨分節の支持、およびプレートの中へ、および骨全体を通して固着するネジによって、特徴付けられる。修復の成功は、骨折パターン、骨質、医師の技量、および患者の耐異物性に依存する。プレートおよびネジは、関節周囲および関節内の骨折の整合および安定要件に対処しない場合がある。

40

【0008】

骨幹治療で使用されるもの等の、髄内ロッドまたは釘は、軟組織外傷および合併症を最小化するのに、プレートおよびネジよりも効果的である。しかしながら、ロッドおよび釘は、しばしば、多くの場合において、多重分節骨折を安定化させない。典型的には髄内ロッドまたはネジは、直径が固定され、切開を通して髄管に導入される。ロッドよりも大きい髄内プレナムがある場合には、回転および横方向安定性が損なわれる場合がある。より大きいロッドが使用される場合、骨幹長全体の拡孔が必要な場合がある。そのような拡孔

50

は、既存の皮質骨支持を減らす場合がある。また、ロッドの所定のネジ山付きネジ穴が、異なる骨折パターンを整復および安定化することができる方法を限定する場合がある。

【 0 0 0 9 】

可撓性髄内ロッドのような解決策は、アクセス部位を通して髄腔に挿入することができ、次いで、剛性となることができる構造を利用する。これらの解決策は、剛性髄内ロッドを設置するよりも、ユーザにとって容易となる場合がある。これらの構造は、ポリマーまたはセメントで補強され得る。可撓性髄内解決策は、剛性髄内ロッドと同様に、関節周囲または関節内の骨折に対して、限定された便益を有する場合がある。骨幹または骨端のいずれか一方の多重分節骨折は、複数の方向に適切な固定を生成する方式で、整合および安定を必要とする。

10

【 0 0 1 0 】

骨幹骨折と骨端骨折とは、根本的に異なる。負荷条件、骨折パターン、必要な整合、および治癒を推進する圧縮力が異なる。骨幹骨折は、アンカが駆動され得る、骨折の両側に、豊富な骨材料を有する。骨端骨折は、特に、関節面上で、薄い皮質骨、軟海綿骨、および最小限の固着場所を有する場合がある。

【 0 0 1 1 】

骨幹骨折は、主に屈曲（曲げ）および捻転（ねじり）によって負荷を受ける傾向がある。骨端骨折は、複雑で多方向の応力パターンで負荷を受ける傾向がある。したがって、骨幹修復アプローチは、骨端骨折の修復に適切ではない場合がある。

【 0 0 1 2 】

インプラントの適切なサイズ決定が、骨折の再整合および治癒に役立つ。結果として、患者の生体構造へのインプラントデバイスの適正な合致を確保するように、多くの異なるサイズの既知の修復製品が、しばしば在庫に保管される。在庫は、病院および保険業者にとって負担となる場合があるが、外科医に術中融通性を提供するために必要な場合がある。

20

【 0 0 1 3 】

したがって、外傷および合併症を低減しながら、適正な解剖学的整合および安定化のための装置および方法を提供することが望ましいであろう。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

30

【 0 0 1 4 】

骨折修復のための装置および方法を提供する。装置は、第 2 の骨分節に対して第 1 の骨分節を配置するための構造支持体を含み得る。構造支持体は、骨の内腔内に配備されるように構成され得る。装置は、固着基材を含み得る。固着基材は、第 1 の骨分節を第 2 の骨分節に圧縮するように構成され得る。固着基材は、内腔内に配備されるように構成され得る。

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

（ 項目 1 ）

骨の骨折を治療する装置であって、該骨折は分節を含み、該骨は内腔を有し、該装置は、

40

該骨の分節のうちの第 2 に対して、該骨の分節のうちの第 1 を配置する構造支持体であって、該構造支持体は、該内腔内に配備されるように構成される、構造支持体と、

該第 1 の骨の分節を該第 2 の骨の分節に圧縮するように構成される固着基材であって、該固着基材は、該内腔内に配備されるように構成される、固着基材とを備える、装置。

（ 項目 2 ）

前記固着基材は、前記構造支持体に固定される、項目 1 に記載の装置。

（ 項目 3 ）

前記固着基材は、前記構造支持体内に配置されるように構成される、項目 1 に記載の装置。

50

(項目4)

前記固着基材は、前記構造支持体を少なくとも部分的に包囲するように構成される、項目1に記載の装置。

(項目5)

前記固着基材が第1の固着基材である場合に、前記構造支持体内に配置されるように構成される、第2の固着基材をさらに備える、項目4に記載の装置。

(項目6)

前記固着基材は、前記構造支持体に固定されるように構成される、項目1に記載の装置。

(項目7)

前記構造支持体は、経皮送達器具からの解放後に、収縮状態から拡張状態まで拡張するように構成される、項目1に記載の装置。

10

(項目8)

前記拡張状態は、熱的に事前設定された形状に基づく、項目7に記載の装置。

(項目9)

前記拡張状態は、塑性変形に基づく、項目7に記載の装置。

(項目10)

前記固着基材は、経皮送達器具からの解放後に、収縮状態から拡張状態まで拡張するように構成される、項目1に記載の装置。

(項目11)

前記拡張状態は、熱的に事前設定された形状に基づく、項目10に記載の装置。

20

(項目12)

前記拡張状態は、塑性変形に基づく、項目10に記載の装置。

(項目13)

前記構造支持体は、第1の相対変位部材を含み、
前記固着基材は、第2の相対変位部材を含み、
該第1および第2の相対変位部材は、該構造支持体の一部分に対して該固着基材の一部分を変位させるように構成される、項目1に記載の装置。

(項目14)

前記第1および第2の相対変位部材は、相互に対して実質的に直線的に動くように構成される、項目13に記載の装置。

30

(項目15)

前記第1および第2の相対変位部材は、相互に対して実質的に同軸上にある、項目14に記載の装置。

(項目16)

前記第1および第2の相対変位部材は、それぞれ、第1および第2の操縦装置によって、着脱可能に係合されるように構成される、項目15に記載の装置。

(項目17)

前記第1および第2の相対変位部材は、相互に対して回転するように構成される、項目13に記載の装置。

40

(項目18)

前記第1および第2の相対変位部材は、相互に対して実質的に同軸上にある、項目17に記載の装置。

(項目19)

前記第1および第2の相対変位部材は、それぞれ、第1および第2の操縦装置によって、着脱可能に係合されるように構成される、項目18に記載の装置。

(項目20)

前記構造支持体の内側に少なくとも部分的に配置され、前記固着基材の内側に少なくとも部分的に配置される、中央軸部材をさらに備える、項目1に記載の装置。

(項目21)

50

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、
該中央軸部材の遠位部分は、前記構造支持体の遠位部分において、該構造支持体の該遠位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

(項目 22)

前記構造支持体の近位部分は、該構造支持体の該近位部分が、前記中央軸部材に沿って遠位に変位すると、該構造支持体が縦方向軸から離れて半径方向に拡張するように、該中央軸部材に沿って遠位に変位させられるように構成される、項目 21 に記載の装置。

(項目 23)

前記中央軸部材に対して回転し、前記構造支持体の前記近位部分を直線的に変位させるように構成される、回転部材をさらに備える、項目 22 に記載の装置。

10

(項目 24)

前記回転部材は、前記中央軸部材と螺合して係合される、項目 23 に記載の装置。

(項目 25)

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、

該中央軸部材の近位部分は、前記固着基材の近位部分において、前記構造支持体の前記近位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

(項目 26)

前記構造支持体の前記近位部分に対して、前記中央軸部材の遠位方向の変位を実質的に防止するように構成される、一方向ロックをさらに備える、項目 25 に記載の装置。

(項目 27)

20

前記一方向ロックは、ラチェット機構である、項目 26 に記載の装置。

(項目 28)

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、

該中央軸部材の遠位部分は、前記構造支持体の遠位部分において、該構造支持体の該遠位部分に縦方向に固定され、

該中央軸部材の近位部分は、該支持体構造の近位部分において、該構造支持体の該近位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

(項目 29)

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、

該中央軸部材の遠位部分は、前記固着基材の遠位部分において、該固着基材の該遠位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

30

(項目 30)

前記固着基材の近位部分は、該固着基材の該近位部分が、前記中央軸部材に沿って遠位に変位すると、該固着基材が縦方向軸から離れて半径方向に拡張するように、該中央軸部材に沿って遠位に変位させられるように構成される、項目 29 に記載の装置。

(項目 31)

前記固着基材は、

第 1 の拡張比を有する拡張セルを有する、第 1 の部分と、

第 2 の拡張比を有する拡張セルを有する、第 2 の部分と

を備え、

40

該第 1 の拡張比は、該第 2 の拡張比とは異なり、

該第 1 および第 2 の拡張比のうちの少なくとも 1 つは、該固着基材が拡張されたときに、所望の輪郭を提供するように選択される、項目 30 に記載の装置。

(項目 32)

前記中央軸部材に対して回転し、前記固着基材の前記近位部分を直線的に変位させるように構成される、回転部材をさらに備える、項目 30 に記載の装置。

(項目 33)

前記回転部材は、前記中央軸部材と螺合して係合される、項目 32 に記載の装置。

(項目 34)

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、該中央軸部材の近位部分は、前記固着基材の近位

50

部分において、該固着基材の該近位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

(項目 35)

前記固着基材の前記近位部分に対して、前記中央軸部材の遠位方向の変位を実質的に防止するように構成される、一方向ロックをさらに備える、項目 34 に記載の装置。

(項目 36)

前記一方向ロックは、ラチェット機構である、項目 35 に記載の装置。

(項目 37)

前記中央軸部材は、縦方向を画定し、

該中央軸部材の遠位部分は、前記固着基材の遠位部分において、該固着基材の該遠位部分に縦方向に固定され、

10

該中央軸部材の近位部分は、該固着基材の近位部分において、該固着基材の該近位部分に縦方向に固定される、項目 20 に記載の装置。

(項目 38)

前記中央軸部材は、キャッチを備え、

前記固着基材は、停止部を備え、

該中央軸部材が、近位方向に該固着基材から引き離されると、該キャッチは、該停止部に係合して、前記構造支持体の近位部分に対して該近位方向に、該固着基材の近位部分を引く、項目 20 に記載の装置。

(項目 39)

前記停止部は、前記キャッチと一体である、項目 38 に記載の装置。

20

(項目 40)

前記停止部は、前記固着基材の内側に配置される、項目 38 に記載の装置。

(項目 41)

前記中央軸部材は、第 1 のネジ式部材を備え、

前記固着基材は、該第 1 のネジ式部材に螺合して係合するように構成される、第 2 のネジ式部材を備え、

該第 1 および第 2 のネジ式部材が相互に係合されると、該固着基材の近位部分は、前記構造支持体の近位部分に対して前記近位方向に引かれる、項目 38 に記載の装置。

(項目 42)

前記中央軸部材の遠位端を前記固着基材の遠位部分に回転可能に固定する、回転連結部をさらに備える、項目 41 に記載の装置。

30

(項目 43)

前記固着基材の近位部分を前記骨に固定するように構成される、近位アンカをさらに備える、項目 1 に記載の装置。

(項目 44)

前記近位アンカは、前記固着基材と動作上実質的に同軸上にある、項目 43 に記載の装置。

(項目 45)

前記近位アンカは、前記構造支持体と動作上実質的に同軸上にある、項目 43 に記載の装置。

40

(項目 46)

前記近位アンカは、実質的に円筒形であり、半径方向外向きに延在するブレードを備える、項目 43 に記載の装置。

(項目 47)

前記ブレードは、前記近位アンカの円周部分を備える、項目 46 に記載の装置。

(項目 48)

前記ブレードは、前記近位アンカの螺旋部分を備える、項目 46 に記載の装置。

(項目 49)

前記近位アンカは、近位端と、遠位端とを含み、

前記ブレードは、該近位端と遠位端とが相互に向かって動かされると、半径方向外向き

50

に動く、項目 4 6 に記載の装置。

(項目 5 0)

前記近位アンカが中央軸を有する場合に、戻り止めをさらに備え、該戻り止めは、該中央軸に関して、該近位アンカの前記遠位端を前記構造支持体に固定するように構成され、

該近位アンカの前記近位端は、前記ブレードを半径方向外向きに動かすために、遠位に押されるように構成される、項目 4 9 に記載の装置。

(項目 5 1)

前記近位アンカが中央軸を有する場合に、戻り止めをさらに備え、該戻り止めは、該中央軸に対して、該近位アンカの前記遠位端を前記構造支持体に回転可能に固定するように構成され、

該近位アンカの前記近位端は、該近位アンカが該中央軸の周りを回転している間、前記ブレードを半径方向外向きに動かすために、遠位に押され、該中央軸の周りを回転させられるように構成される、項目 4 8 に記載の装置。

(項目 5 2)

前記固着基材から、前記第 1 および第 2 の骨分節に力を移転させるアンカをさらに備える、項目 1 に記載の装置。

(項目 5 3)

前記固着基材が近位開口部を有する場合に、

該開口部を通して前記アンカを遠位に送達するように構成される、管腔と、

該固着基材を通して、前記構造支持体の外側、および前記骨分節の中へ、該アンカの一部を駆動するように構成される、操縦可能なカテーテルと

をさらに備える、項目 5 2 に記載の装置。

(項目 5 4)

前記構造支持体が近位開口部を有する場合に、

該開口部を通して前記アンカを遠位に送達するように構成される、管腔と、

前記構造ケージの外側、および前記第 1 の骨分節の中へ、該アンカの一部を駆動するように構成される、操縦可能なカテーテルと、

該アンカに固定されるテザーであって、該アンカから前記第 2 の骨分節に力を移転させるように構成される、テザーと

をさらに備える、項目 1 に記載の装置。

(項目 5 5)

骨の内腔に埋め込まれた基材に骨を締結するアンカであって、該基材は穿孔を含み、該アンカは、

ヘッドと、

シャフトと、

該シャフトから離れるように半径方向に延在する、複数の係止表面であって、該複数の係止表面の各々は、該穿孔のうちの 1 つを貫通した後に、該内腔内で該基材に係合するように構成される、複数の係止表面と

を備える、アンカ。

(項目 5 6)

前記係止表面の各々は、関節運動タブ上に存在し、該関節運動タブは、該係止表面が前記穿孔のうちの 1 つを貫通した後に、前記シャフトから離れるように半径方向に動かされるように構成される、項目 5 5 に記載のアンカ。

(項目 5 7)

複数の螺旋ネジ山分節をさらに備え、

前記係止表面の各々は、対応する螺旋ネジ山分節上に配置される、項目 5 5 に記載のアンカ。

(項目 5 8)

前記シャフトが管腔を備え、前記複数の係止表面の各々が第 1 の係止表面である場合に、

、

10

20

30

40

50

第 2 の係止表面を備える、関節動作型キャッチと、
該管腔内に存在し、該シャフトから離れるように半径方向外向きに該キャッチを強制的に延在させるように構成される、作動ロッドと、
前記穿孔のうちの 1 つを貫通した後に、前記基材に係合するように該キャッチ上に配置される、第 2 の係止表面と
をさらに備える、項目 5 5 に記載のアンカ。

(項目 5 9)

前記シャフトは、一連の螺旋巻きを備え、
前記係止表面の各々は、対応する螺旋巻き上に配置される、項目 5 5 に記載のアンカ。

(項目 6 0)

前記シャフトは、対応する係止表面を有しない螺旋巻きを備える貫通端であって、前記穿孔を貫通するように構成される、貫通端を備える、項目 5 8 に記載のアンカ。

(項目 6 1)

骨の内腔に埋め込まれた基材に骨を締結するアンカであって、該基材は穿孔を含み、該アンカは、

ヘッドと、

シャフトと、

該シャフトにピンで止められる枢動軸上に配置される、第 1 および第 2 の係止表面と、
該シャフト内の管腔を下へ移動するように構成されるアクチュエータであって、これにより、該表面の一方または両方が該穿孔のうちの 1 つを貫通した後に、該表面を該内腔内の係止位置に枢動させるように構成される、アクチュエータと
を備える、アンカ。

(項目 6 2)

前記アクチュエータは、ネジ山によって前記シャフト内に係合される、項目 6 1 に記載のアンカ。

(項目 6 3)

骨折した骨を修復する装置であって、
該骨の内側に配備されるように構成される、骨分節支持材と、
該骨の内側に配備されるように構成される、固着基材と、
該骨分節支持材の一部分に対して、該固着基材の一部分を変位させるように構成される、
、相対変位アクチュエータと
を備える、装置。

(項目 6 4)

縦方向軸を有する中央軸部材をさらに備え、前記骨分節支持材は、該縦方向軸に対して固定される第 1 の部分と、該骨分節支持材が形状を変化させると、該縦方向軸に対して並進するように構成される、第 2 の部分とを有する、項目 6 3 に記載の装置。

(項目 6 5)

縦方向軸を有する中央軸部材をさらに備え、前記固着基材は、該縦方向軸に対して固定される第 1 の部分と、該固着基材が形状を変化させると、該縦方向軸に対して並進するように構成される、第 2 の部分とを有する、項目 6 3 に記載の装置。

(項目 6 6)

前記骨分節支持材は、支持ケージを形成する、いくつかの骨分節支持材のうちの 1 つである、項目 6 3 に記載の装置。

(項目 6 7)

前記骨分節支持材は、細長く、その長さに沿って、第 1 の骨分節支持部分と、第 2 の骨分節支持部分とを備え、

該第 1 の骨分節支持部分は、第 1 の曲げ抵抗を有し、

該第 2 の骨分節支持部分は、第 2 の曲げ抵抗を有し、

該第 1 の曲げ抵抗は、該第 2 の曲げ抵抗よりも大きい、

項目 6 3 に記載の装置。

10

20

30

40

50

(項目 68)

前記相対変位アクチュエータは、中央軸を有し、
該中央軸に対して、前記骨分節支持材に固定される、第1の変位部材と、
該中央軸に対して、前記固着基材に固定される、第2の変位部材と、
を備え、

該第1の変位部材は、該第2の係合部材と係合されることにより、該中央軸に沿った、
該第1と第2との変位部材の相対運動が、該中央軸に沿った、該骨分節支持材の一部分と
該固着基材の一部分との間の距離を変化させる、

項目63に記載の装置。

(項目 69)

前記第1の変位部材は、前記第2の変位部材と螺合して係合される、項目68に記載の
装置。

(項目 70)

前記第2の変位部材に対する前記第1の変位部材の回転は、前記骨分節支持材の前記一
部分と前記固着基材の前記一部分との間に、前記中央軸に沿った変位を生じさせる、項目
69に記載の装置。

(項目 71)

骨折した骨を修復する装置であって、
収縮状態で該骨の内側に配備されるように構成される、骨分節支持材と、
収縮状態で該骨の内側に配備されるように構成される、固着基材と、
該骨分節支持材および該固着基材を変形させるように構成される、バルーンと
を備える、装置。

(項目 72)

前記骨分節支持材は、骨分節支持ケージを形成するいくつかの骨分節支持材のうちの1
つであり、

前記バルーンはさらに、該骨分節支持ケージを拡張するように構成される、
項目71に記載の装置。

(項目 73)

骨の骨折を治療するためのシステムであって、該骨折は骨分節を含み、該骨は内腔を有
し、該システムは、

送達アセンブリと、

該骨分節のうちの1つを、該骨分節のうちのもう1つに対して配置する支持材と
を備え、

該送達アセンブリは、該骨の該内腔にデバイスを送達するように構成される、システム
。

(項目 74)

前記デバイスは、前記骨折を整復するようにさらに構成される、項目73に記載のシス
テム。

(項目 75)

前記デバイスはさらに、前記骨部分のうちの1つを、該骨部分のうちのもう1つに対し
て整列させるように構成される、項目73に記載のシステム。

(項目 76)

前記デバイスはさらに、前記骨折の周囲で前記骨部分を圧縮するように構成される、項
目73に記載のシステム。

(項目 77)

前記デバイスはさらに、前記骨部分を安定させるように構成される、項目73に記載の
システム。

(項目 78)

前記デバイスは、前記内腔内に延在するように構成される、構造ケージを備える、項目
73に記載のシステム。

10

20

30

40

50

(項目 79)

前記構造ケージによって前記内腔内で支持される、固着基材をさらに備える、項目 78 に記載のシステム。

(項目 80)

前記固着基材を前記骨部分のうちの 1 つと係合させるように構成される、アンカをさらに備える、項目 79 に記載のシステム。

(項目 81)

前記構造ケージの第 1 部から前記構造ケージの第 2 部まで延在し、該第 1 部から該第 2 部に力を移転させるように構成される、中央部材をさらに備える、項目 78 に記載のシステム。

10

(項目 82)

骨の骨折を修復するための方法であって、該骨折は、第 1 の骨分節と、第 2 の骨分節とを含み、該方法は、

該骨折を通して、骨の内腔内へ、

該骨分節のうちの第 2 に対して該骨分節のうちの第 1 を配置するように構成される、構造支持体と、

該第 1 の骨分節を該第 2 の骨分節に圧縮するように構成される、固着基材とを送達することを含む、方法。

(項目 83)

前記固着基材を前記第 1 の骨分節に締結することと、

該固着基材を前記第 2 の骨分節に締結することと

をさらに含む、項目 82 に記載の方法。

20

(項目 84)

骨折した骨を修復するための方法であって、該骨折した骨は、骨分節を含み、該方法は、

、
髄内空洞内で、骨分節支持ケージを拡張することと、

固着基材を使用して、該骨分節支持ケージに対して該骨分節を引くことであって、該固着基材は、アンカを介して該骨分節と機械的に連絡している、ことと

を含む、方法。

(項目 85)

30

前記骨分節が第 1 の骨分節であり、前記骨折した骨が第 2 の骨分節を備える場合に、前記骨分節支持ケージを該第 2 の骨分節に固着することをさらに含む、項目 84 に記載の方法。

本発明の目的および利点は、類似の参照数字が全体を通して類似部品を参照する、添付図面と併せて解釈される、以下の発明を実施するための形態を考慮すると、明白になるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1】図 1 は、配置された、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 1 A】図 1 A は、図 1 に示された装置の斜視図である。

40

【図 1 B】図 1 B は、図 1 A に示された装置の部分断面図である。

【図 1 C】図 1 C は、本発明の原理による、図 1 A に示された装置の正面図である。

【図 2】図 2 は、例示的なヒト骨格の正面図である。

【図 3】図 3 は、骨折骨の部分断面図である。

【図 4】図 4 は、図 1 に示された装置を使用して治療され得る、身体部分を示す斜視図である。

【図 5】図 5 は、図 4 に示された身体部分の一部を示す斜視図である。

【図 6】図 6 は、本発明の原理による装置の断面図である。

【図 7】図 7 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 6 に示された装置の断面図である。

50

【図 8】図 8 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の断面図である。

【図 9】図 9 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の断面図である。

【図 10】図 10 は、本発明の原理および方法による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の使用を示す、部分断面図である。

【図 11】図 11 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 12】図 12 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

10

【図 13】図 13 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 14】図 14 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 15】図 15 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 16】図 16 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 17】図 17 は、本発明の原理による追加装置を加えた、図 1 に示された装置の部分断面図である。

20

【図 18】図 18 は、本発明の原理による装置の部分断面図である。

【図 19】図 19 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 20】図 20 は、本発明の原理による装置の部分断面図である。

【図 21】図 21 は、図 20 に示された装置の端面図である。

【図 22】図 22 は、図 1 に示された装置の部分断面図である。

【図 23】図 23 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 24】図 24 は、図 23 に示された装置の部分断面図である。

【図 25】図 25 は、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 26】図 26 は、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 27】図 27 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

30

【図 28】図 28 A は、本発明の原理による装置の側面図である。図 28 B は、本発明の原理による装置の側面図である。図 28 C は、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 29】図 29 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 30】図 30 は、図 29 に示された装置の一部分の断面図である。

【図 31】図 31 は、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 32】図 32 は、図 31 に示された装置の断面図である。

【図 33】図 33 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 34】図 34 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 35】図 35 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 36】図 36 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

40

【図 37】図 37 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 38】図 38 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 39】図 39 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 40】図 40 は、図 39 に示された装置の部分断面図である。

【図 41】図 41 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 42】図 42 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 43】図 43 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 44】図 44 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 45】図 45 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 46】図 46 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

50

【図 4 7】図 4 7 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 4 8】図 4 8 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 4 9】図 4 9 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 5 0】図 5 0 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 5 1】図 5 1 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 5 2】図 5 2 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 5 3】図 5 3 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 5 4】図 5 4 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 5 5】図 5 5 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 5 6】図 5 6 A は、本発明の原理による装置の斜視図である。図 5 6 B は、図 5 6 A に示された装置の側面図である。図 5 6 C は、図 5 6 A に示された装置の端面図である。

【図 5 7】図 5 7 A は、本発明の原理による装置の斜視図である。図 5 7 B は、図 5 7 A に示された装置の側面図である。図 5 7 C は、図 5 7 A に示された装置の端面図である。

【図 5 8】図 5 8 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 5 9】図 5 9 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 6 0】図 6 0 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 6 1】図 6 1 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 6 2】図 6 2 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 6 3】図 6 3 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 6 4】図 6 4 は、身体部分の内側にある、本発明の原理による装置の側面図である。

【図 6 5】図 6 5 は、本発明の原理による装置の使用を示す、斜視図である。

【図 6 6】図 6 6 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 6 7】図 6 7 は、本発明の原理による装置の斜視図である。

【図 6 8】図 6 8 は、本発明の原理による方法を示す、例示的なフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

「骨の分節」という用語は、骨の部分または断片を指し得る。「構造支持体」という用語は、「構造ケージ」を含み得る。

【0017】

構造支持体は、自己拡張式であり得る。構造支持体は、バルーンによって拡張され得る。構造支持体は、機械的作動によって拡張され得る。固着基材は、自己拡張式であり得る。固着基材は、バルーンによって拡張され得る。固着支持材は、機械的作動によって拡張され得る。

【0018】

構造支持体は、骨分節を配置し、整合させるためにフレームとして使用され得る。アンカは、骨分節を固着基材に固定するために使用され得る。固着基材は、相互に対して骨分節を圧縮するように、引っ張られ得る。装置のいくつかの実施形態は、中央軸部材を含み得る。中央軸部材は、構造支持体および固着基材の一方または両方の拡張と併せて使用され得る。中央軸部材は、アンカが配置された後に、固着基材の引張と併せて使用され得る。近位アンカは、装置の一端を骨分節に固定して、固着基材の引張を「閉じ込める」ために使用され得る。

【0019】

装置は、送達装置を含み得る。送達装置は、骨のアクセス穴を通して、骨の髄内空洞の中へ、構造支持体および固着基材等の装置の 1 つ以上の部分を送達し得る。該部分は、収縮または折り畳み状態で送達され得る。次いで、該部分は、骨折の修復のために拡張され得る。

【0020】

装置および方法は、髄内空洞内から骨折を整復するステップ、整合させるステップ、圧縮するステップ、および / または安定させるステップを伴い得る。場合によっては、結果として生じる安定化された骨は、患者の可動性を維持しながら治癒し得る。

【 0 0 2 1 】

装置および方法は、軸方向屈曲、捻転、回転、圧縮における安定化を提供してもよく、分節間引張力または圧縮を提供し得る。

【 0 0 2 2 】

安定化は、圧縮または嵌入骨折を修復し、長さを制御し、骨折分節の整合を制御し得る。装置は、補正、整復、固定、安定化、回転、およびオフセットの作業を分離し得る。

【 0 0 2 3 】

装置および方法は、装置と自然骨との間で負荷を分配し得る。装置は、自然骨と同様である可撓性および弾性率を有し得る。いくつかの実施形態は、有益な骨折治癒応答を推進するように、自然骨よりも選択的に弱い、または強い、装置を提供し得る。

10

【 0 0 2 4 】

装置および方法は、徒手整復、観血的整復、および低侵襲手術手技（「MIS」）に使用され得る。装置および方法は、関節鏡視下手術手技を容易にし得る。装置および方法は、経皮骨折修復を提供し得る。そのような修復では、装置は、小さい切開を通して骨の空洞の中へ配備され得る。

【 0 0 2 5 】

装置は、骨折部位以外の点において送達され得る。これは、軟組織損傷を軽減し得る。装置は、最小限の軟組織が変位される必要がある領域中の長骨の骨幹に沿って配置され得る、小さいアクセス穴を通して、髄内空洞に送達され得る。

【 0 0 2 6 】

20

装置および方法は、筋肉、腱、および神経領域中に異物を配置する必要性を低減し得る。そのようなものとして、装置および方法は、組織浸食および分解を軽減し得る。軟組織の保存は、慢性疼痛および凝りを軽減し得る。装置および方法は、その非侵襲により、感染リスクを低減し得る。

【 0 0 2 7 】

いくつかの実施形態では、装置および方法は、チタンおよびNitinol等の生体に無害な金属から完全に作られ得る。そのような材料は、感染症のリスクを低減し、概して、骨折骨内の正常な生物学的プロセスに干渉しない。

【 0 0 2 8 】

装置および方法は、多くの異なる種類の骨を修復するために使用され得る。例えば、装置および方法は、長骨、短骨、扁平骨、不規則形骨、および種子骨を修復するために使用され得る。

30

【 0 0 2 9 】

装置および方法は、多くの異なる種類の骨折を修復するために使用され得る。例えば、装置および方法は、粉碎骨折、骨端骨折、骨幹端骨折、骨幹骨折、関節内の骨折、関節周囲の骨折、多重部分骨折、および他の種類の骨折を修復するために使用され得る。

【 0 0 3 0 】

装置は、骨折した関節の再生において使用され得る。装置および方法派また、適切な固着基材を提供することによって、そのような関節置換術を容易にし得る。例えば、装置および方法は、人口関節用の安定した固着を提供し、無菌性弛緩を整復し得る。

40

【 0 0 3 1 】

「骨端」および「骨端骨折」という用語は、長骨の骨端または骨幹端領域中で発生する骨折を指すために使用され得る。そのような骨折は、関節周囲および関節内の骨折を含み得る。

【 0 0 3 2 】

装置および方法は、不良な骨質を有する適応症である骨粗鬆症の骨を治療するために使用され得る。そのような適応症に関連して、装置は、自然骨の欠陥を代償してもよく、応力遮蔽に関する懸念を低減し得る。装置および方法は、骨および関節の癒合に関連して、関節炎を含む種々の適応症に使用され得る。

【 0 0 3 3 】

50

装置および方法は、骨セメントと併せて、または骨セメントの代わりに使用され得る。いくつかの実施形態では、装置は、骨充填材の役割を果たし得る。例えば、装置は、嚢胞および腫瘍の治療に関連して、骨の空隙を充填するために使用され得る。装置は、骨成長を促進するための骨誘導足場として機能し得る。

【0034】

装置および方法は、暫定整合に関連して、補正、高エネルギー外傷、または、骨固定が完了する前に治癒する必要がある感染症または軟組織がある、他の場合等の、段階的修復手技に使用され得る。装置および方法は、治癒を推進する種々の抗生物質と組み合わせて使用され得る。

【0035】

構造支持体は、骨分節が内側に向かって動くことを防止し得るので、装置は、骨の崩壊の可能性を低減し得る。装置は、骨の形状に一致してもよく、したがって、過度の応力を最小化し得る。例えば、装置および方法は、インプラントの拡張および剛性の程度を選択することによって、フープ応力を低減し得る。

【0036】

装置は、骨空洞の中へ拡張するための自己拡張式であり得る。空洞の多くは、パイプのように直線状ではなく、生体構造に応じて異なる。装置は、直線状、湾曲状、曲線状、および空洞準拋型であり得る。

【0037】

装置および方法は、装置の遠位端において固着を提供し得る。この特徴は、関節骨折および小骨分節または可動骨分節を有する骨折の修復に使用され得る。

【0038】

装置が固着を必要とする骨分節に対する構造支持を提供するため、装置および方法は、小型アンカの使用を提供し得る。

【0039】

装置および方法は、任意の好適な方向に固着を提供し得る。いくつかの実施形態は、任意の平面内に固着を提供し得る。

【0040】

固着基材が骨分節の内面に向かって拡張するため、典型的な修復方法と比較すると、比較的短いアンカが使用され得る。同じ理由で、固着基材に係合するために必要とされるよりも長いネジの使用は、固着された分節の反対側の骨の中へ、または骨を貫通してネジを駆動させない。これは、ネジが髄内空洞の中で終端しないために、このようになる。

【0041】

装置および方法は、プレート、ネジ、ピン、創外固定器、置換関節、骨移植マトリクス、因子に基づいた代用骨、および細胞に基づいた代用骨と併せて使用され得る。

【0042】

(送達器具)

送達器具は、骨のアクセス穴を通して髄内空洞に装置を送達し得る。送達器具は、骨のアクセス穴を通して髄内空洞から装置を除去し得る。送達器具は、ネジ切り、ソケット、ピン、スナップ、コレット、ケーブル、および任意の他の好適な機構のうちの1つ以上を含む、任意の好適な機構によって装置に係合し得る。

【0043】

機構は、装置を送達し、拡張し、調整し、回転させ、係止し、解放し、再捕捉し得る。行為のそれぞれ、および他の好適な行為が、構造ケージ、アンカ基材、中央軸部材、係止特徴、および関連連結機構上で独立して行われ得る。送達デバイスは、1つまたは複数の機構を作動させるために必要な力を送達することが可能なハンドルセットを含み得る。

【0044】

送達器具は、圧縮状態で装置を送達することに役立つシースを含み得る。シースのシャフトは、髄内空洞にアクセスするために屈曲可能であり得る。いくつかの実施形態では、送達器具には、シースがなくてもよい。これらの実施形態では、送達器具は、無防備な状

10

20

30

40

50

態で所定の位置に装置を押し込んでもよい。

【0045】

送達器具は、全体または部分的に放射線不透過性であり得る。

【0046】

いくつかの実施形態では、送達器具は、軟性鏡または内視鏡に取り付けられ得る。いくつかの実施形態では、送達器具は、軟性鏡または内視鏡と一体化し得る。

【0047】

(構造支持体)

構造支持体は、骨折分節に、軸方向の、屈曲の、捻転の、および位置的な構造支持のうちの1つ以上を提供し得る。構造支持体は、応力集中部等の悪影響を低減または排除し得る。構造支持体は、複製および治癒中に骨折分節の整合のためのガイドまたは表面を提供し得る。

10

【0048】

構造支持体は、収縮状態で構成され、骨幹の穴を通して導入され得る。構造支持体は、アクセス経路の湾曲に一致するように、収縮状態で十分な可撓性を有し得る。

【0049】

構造支持体は、骨折部位付近の髄内空洞の内側に配置され得る。構造支持体は、拡張され得る。拡張された時に、構造支持体は、剛性であり得る。構造支持体は、利用可能な空洞を充填する、および/または、空洞に隣接し得る低密度材料を変位させるために、十分に拡張され得る。拡張された構造支持体が不規則な空洞形状に一致し得るように、拡張は、構造支持体の表面に沿って変動し得る。

20

【0050】

いくつかの実施形態では、応力を受けた状態の構造支持体の有無にかかわらず、拡張状態が維持され得る。空洞壁に対する半径方向圧力は、構造支持体の長さによって調整することができる。構造支持体は、所望の場所でひずみ緩和を提供して、治癒を推進し得る。

【0051】

構造支持体の拡張は、弾性的であり得る。これは、収縮状態からの解放後に、その元の構成の形状または圧力に戻る、パネ材料を使用して達成され得る。

【0052】

構造支持体の拡張は、可塑性であり得る。構造支持体は、所望の拡張構成に変形させられ得る。変形は、構造支持体の長さを変化させるレバーまたは往復運動操縦装置等の機構によって、達成され得る。レバーまたは操縦装置は、構造部材の2つの部分の間の距離を短縮し得る。距離の短縮は、構造支持体の一部分の半径方向拡張を引き起こし得る。

30

【0053】

距離を短縮するための力は、構造支持体を横断し得る中央軸部材によって、供給され得る。結果として生じる形状は、説明された拡張および空洞壁の抵抗の組み合わせに由来し得る。

【0054】

変形は、バルーン等の直接力によって達成され得る。

【0055】

構造支持体は、捻転して拡張され得る。捻転拡張は、本質的に弾性または可塑性のいずれか一方であり得る。例えば、構造支持体の遠位端は、近位端に対して回転させられ得る。次いで、構造支持体は、拡張して空洞を充填し得る。

40

【0056】

説明された所望の拡張および強度の特徴を達成するために、多くの異なる材料を利用することができる。

【0057】

構造支持体は、ケージまたはケージの一部を形成する、支持部材を含み得る。支持部材は、多くの異なる構成のうちの1つ以上を有し得る。構造支持体は、任意の好適な数の支持部材を有し得る。例えば、支持部材の数は、1、2、3、4、5、6、7、8、1

50

0、25、50、100、またはそれ以上であり得る。

【0058】

支持部材は、任意の好適な断面形状を有し得る。例えば、支持部材は、円形、平坦、長方形、「I」形梁、管状、より線、ねじれ、および多くのその他の断面形状のうちの1つ以上を有し得る。

【0059】

構造支持体は、任意の好適な形状を有し得る。例えば、構造支持体は、円形、円筒形、平坦、長方形、渦巻状、螺旋状、泡立て器 (wisk) またはエッグビータ、卵形または長円形、分岐または自由端型であり得る。

【0060】

構造支持体は、単一または多重構成要素アセンブリから構築され得る。構造支持体は、機械加工される、管からレーザ切断される、シートからエッチングされる、組み立てられ、接合された細片である、成形される、堆積させられる、および/または焼結され得る。

【0061】

構造支持体の近位端は、アンカ基材に接合し、係止し得る。近位端はまた、送達器具と界面接触し得る。近位端は、送達、作動、係止、および解放のための好適な特徴を有し得る。そのような特徴は、例えば、1つ以上のネジ山、ソケット、ピン、スナップ、コレット、ケーブル機構、および他の好適な機構を含み得る。

【0062】

(固着基材)

装置は、1つ以上の固着基材を含み得る。固着基材は、1つ以上のアンカを受容し、構造支持体の関節補助の有無にかかわらず、および海綿骨の有無にかかわらず、所望の位置でそれらを担持し得る。固着基材は、髄内空間の中へ貫通するアンカによって係合されるように、サイズ決定され、成形され得る。

【0063】

固着基材は、一旦、固着要素が髄内空間の中を貫通すると、固着基材がアンカに係合し得るように、サイズ決定され、成形され得る。固着基材は、アンカおよび固着基材の係合によって引き起こされる引張力を捕捉する、アンカ引張力を提供し得る。

【0064】

アンカおよび固着基材が係合され得る、いくつかの方法がある。

【0065】

方法のうちのいくつかは、受動的な係合方法である。受動係合では、固着基材特徴は、アンカに係合するように適切にサイズ決定され得る。例えば、アンカおよび固着基材は、ネジと穴とに類似した方式で係合するように構成され得る。レーザ切断構造は、適切なアンカ係合および保持を達成するために必要な任意の形状を成し得る。受容空洞(「セル」)は、円形、正方形、スロット付き、三角形、または係合を容易にする任意の形状となり得る。セルの幾何学的形状は、短縮化設計のものであり得る。セルは、マトリクス、「織物」、または「布」を形成し得る。固着基材は、単一の層または複数の層を含み得る。

【0066】

マトリクス特性は、軸に沿って固着特性を提供するように、固着基材の軸に沿って様々であり得る。例えば、セルの幾何学形状は、異なる種類のアンカとの係合を提供するように変化し得る。固着基材の厚さは、異なる程度のアンカ保持強度および力を提供するように変化し得る。

【0067】

能動的な係合のいくつかのアプローチがある。そのような1つのアプローチは、セルサイズ縮小である。固着基材は、セルのサイズが縮小されるように変形させられ得る。セルサイズ縮小は、アンカ上へのセルの締め付け(または係止)を引き起こし得る。

【0068】

別のそのようなアプローチは、第1および第2の固着基材の間の相対変位を伴う。相対変位は、対応するセルが相互からオフセットされると、効果的にセルサイズを縮小する。

10

20

30

40

50

相対変位は、軸方向、回転、半径方向等であり得る。相対変位は、変位された固着基材の間でアンカを捕捉し、効果的にアンカを係止または担持し得る。第1および第2の固着基材における、同様であるか、または異なる、選択された形状のセルは、アンカを捕捉または係合するように、協調的に動かされ得る。

【0069】

別のそのようなアプローチは、固着基材をねじるステップを含む。この動作は、基材の中間においてアンカを伸張させ、係止するステップと同様であり得る。他のアプローチは、固着基材を包むステップ、襷を形成するステップ、および束ねるステップを含む。襷のある、または束ねた構成は、一度にアンカ上に結合する材料のいくつかの層を有することによって力を及ぼし、効果的にアンカをワイヤで結んでもよい。

10

【0070】

固着基材の異なる部分の配設は、アンカとの係合を容易にするように選択され得る。固着基材の複数部分は、装置または固着基材の中央軸または縦方向軸から離れるように半径方向に延在し得る。固着基材の複数部分は、軸に対して垂直の配向で支持され得る。

【0071】

固着基材がアンカと係合された後、固着基材は、アンカに引張力を作用させ得る。引張力は、構造要素に対して動くようにアンカを促し得る。これは、構造部材に対して軸方向に固着基材を動かすことによって達成することができる。固着基材が構造支持体に対して近位に動かされる場合、引張力がアンカおよびそれらの対応する骨折分節に作用させられる。

20

【0072】

引張力は、固着基材の直径を縮小することによって達成され得る。これは、固着基材の直径を延長し、したがって縮小することにより達成され得る。引張力は、固着基材を包む、折り畳む、ねじる、回転させる、または半径方向に引っ張ることによって、作用され得る。上記の襷のある、または束ねた構成が、このアプローチに使用され得る。

【0073】

いくつかの実施形態では、固着基材は、構造支持体の内側にあり得る。いくつかの実施形態では、固着基材は、構造支持体の外側にあり得る。いくつかの実施形態は、構造支持体の内側にある1つ以上の固着基材と、構造支持体の外側にある1つ以上の固着基材とを含み得る。いくつかの実施形態では、固着基材は、構造支持体に取り付けられ得る。

30

【0074】

いくつかの実施形態では、固着基材は、構造支持体と機械的に協働し得る。アンカ基材は、デバイスに構造的完全性を提供し得る。例えば、マトリクスは、相互係止可能な特徴を含み得る。相互係止特徴は、固着基材が拡張されている間、または拡張された後に相互係止され得る。

【0075】

いくつかの実施形態では、固着基材は、構造支持体とは機械的に無関係であり得る。これは、固着基材と構造支持体との間の相対運動を可能にし得る。

【0076】

固着基材は、拡張可能であり得る。固着基材は、構造支持体と同時に拡張し得る。固着基材は、構造支持体によって拡張され得る。固着基材は、バルーン等の送達デバイスによって拡張され得る。基材は、自己拡張式であり得る。自己拡張式実施形態は、パネ状要素を含み得る。自己拡張式実施形態は、形状記憶合金等の形状記憶材料を含む、要素を含み得る。いくつかの実施形態では、固着基材は、非拡張式であり得る。いくつかの実施形態では、固着基材は、機械的作動によって拡張可能であり得る。

40

【0077】

固着基材は、多くの異なる形態および多くの異なる材料で構築され得る。形態は、例えば、ブレード、メッシュ、織物、より糸、レーザ切断部材、堆積部材、または他のフィラメント構造を含み得る。固着基材セルは、円形要素、正方形要素、長方形要素、または輪郭状、あるいはセル型の組み合わせであり得る。アンカ基材セルは、骨を模倣し、成長ま

50

たは移植足場の役割を果たすように設計され得る。

【0078】

固着基材は、係合を容易にするパターンが切り込まれた、押出管または平坦シート等の、単一要素から作られ得る。例は、レーザ切断管、刻印またはエッチングされたシート、および他の好適なアプローチを含む。

【0079】

固着基材は、Nitinol、チタン、鋼鉄合金、ポリマー、多孔質材料、海綿様材料、焼結金属、エッチングされた材料、堆積材料、押出材料、および成形材料を含むが、それらに限定されない、多くの材料で作られ得る。

【0080】

(アンカ)

アンカは、固着基材への骨分節の取付を容易にし得る。アンカは、固着基材と噛合し、連結し、係合し、係止し、そうでなければ相互作用し得る。アンカのうちのいくつかは、骨に係合するように構成され得る。アンカのうちのいくつかは、骨に係合しないように構成され得る。

【0081】

アンカは、細長い要素を有し得る。細長い要素は、固着基材に係合するように構成される、1つ以上のキャッチ特徴を含み得る。係合は、アンカによる固着基材の貫通の実質的に直後に、発生し得る。係合は、細長い部材の所定の長さが固着基材の中に貫通した後にのみ、発生し得る。いくつかのアンカは、固着基材に係止し得る。いくつかのアンカは、固着基材に係止しなくてもよい。

【0082】

キャッチ特徴は、自己作動式であり得る。キャッチ特徴は、ユーザ作動型であり得る。

【0083】

アンカは、任意の好適な長さを有し得る。異なる長さのアンカが、装置と併せて使用され得る。アンカは、固着基材に進入し、固着基材をアンカの端部分と係合させるように構成することができる。これらのアンカは、係止された後に、固着基材の内側で終端し得る。いくつかのアンカは、固着基材を通過し、固着基材の反対側で骨に係合するように構成され得る。いくつかのアンカは、固着基材の両側の骨に係合しないように構成され得る。アンカの例は、ネジ、螺旋要素、Tバー、有鉤特徴、タブ付き特徴を伴う、管から切断されたアンカを含む。

【0084】

いくつかの実施形態では、アンカは、プレート、ワッシャ、スペーサ、および同等物等のバットレス要素と併せて使用され得る。

【0085】

近位アンカは、固着基材の近位部分を骨に固着するように挿入され得る。いくつかの実施形態では、近位アンカは、固着基材に引張力を保存するように係合され得る。いくつかの実施形態では、近位アンカは、引張力を調整するように構成され得る。

【0086】

(中央軸部材)

中央軸部材を含む実施形態では、中央軸部材は、装置を配置し、装置の1つ以上の変更(例えば、拡張状態または応力状態の変更)を作動させ、装置の一部分を装置の別の部分に対して動かし、装置に機械的支持(例えば、剛性)を提供するために、使用され得る。

【0087】

いくつかの実施形態では、装置は、遠位端および近位端を有し得る。支持構造は、遠位端および近位端を有し得る。固着基材は、遠位端および近位端を有し得る。中央軸部材は、遠位端および近位端を有し得る。いくつかの実施形態では、中央軸部材は、構造支持体および固着部材の近位端を越えて近位に延在し得る。これらの実施形態では、中央軸部材の中間部分は、概して、構造支持体および固着部材の近位端と整合し得る。

【0088】

中央軸部材は、構造支持体および／または固着基材の剛性を維持するために使用され得る。これらの実施形態では、中央軸部材の遠位端は、構造支持体および／または固着基材の遠位端に縦方向に固定され得る。中央軸部材の近位端または中間部分は、構造支持体および／または固着基材の近位端に縦方向に固定され得る。

【0089】

中央軸部材は、構造支持体および／または固着基材の長さを調整するために使用され得る。これらの実施形態では、中央軸部材の遠位端は、構造支持体および／または固着基材の遠位端に固定され得る。構造支持体および／または固着基材の近位端は、（直線的に、回転して、またはその他であるかどうかにかかわらず）中央軸部材に関して縦方向に移動可能であり得る。そのようなものとして、中央軸部材は、構造支持体または固着基材を拡張するために使用され得る。中央軸部材は、拡張構成で装置を係止するために使用され得る。中央部材は、装置の他の要素によって所定の位置で係止され得る。

10

【0090】

いくつかの実施形態では、中央軸部材は、支持構造および／または固着基材の遠位端と近位端との間の縦方向分離について、下限または上限を設定するために使用され得る。これは、中央軸部材に沿って選択された場所に戻り止めを提供することによって達成され得る。

【0091】

いくつかの実施形態では、中央軸部材は、固着基材に対して構造支持体を、または支持構造に対して固着基材を、直線的に変位させるために使用され得る。中央軸部材は、1つの固着基材を別の固着基材に対して直線的に変位させるために使用され得る。そのような実施形態では、中央軸部材は、相互に対して動かされる構造支持体および固着基材のどちらかに縦方向に固定され得る。

20

【0092】

中央軸部材は、構造支持体および／または固着基材に機械的に負荷を与えるために使用され得る。負荷は、引張、圧縮、または回転によるものであり得る。負荷は、中央軸部材を構造支持体および／または固着基材の一部と好適に係合させることによって作用され得る。中央軸部材は、例えば、その近位端において負荷を与えられ得る。次いで、中央軸部材は、構造支持体および／または固着構造との係合を通して、負荷を移転させ得る。

【0093】

30

中央軸部材が構造支持体および／または固着基材に縦方向に固定される場合、それは自由に回転できる状態のままであり得る。中央軸部材が縦方向に固定されない場合、装置は、中央軸部材と構造支持体および／または固着基材との間で好適な直線変位および／または回転を可能にするように、好適なブッシング、軸受、摩擦面、および同等物を含み得る。

【0094】

例えば、中央軸部材は、構造支持体の遠位端に縦方向に固定され、固着基材の近位端に回転固定され得る。固着基材の遠位端は、支持構造の遠位端に回転固定されても、されなくてもよい。したがって、中央軸は、固着基材を変形させる（例えば、包む、折り曲げる、ねじる等）ために、異なる構成で使用され得る。同様の構成が、構造支持体を変形させるために使用され得る。

40

【0095】

いくつかの実施形態では、中央軸部材は、固着基材を含む、または固着基材としての機能を果たし得る。中央軸部材は、その所望の効果が達成された後に、装置から除去され得るように、除去可能であり得る。

【0096】

中央部材は、可撓性または剛性であり得る。中央部材は、構造支持体および固着基材の一方または両方と一体であり得る。中央軸部材は、1つ以上のケーブル、コイル、ネジ山、ブレイズ、押出型材、ビーズ、ロッド、束、より糸、メッシュ、入れ子要素、および同等物を含み得る。

50

【 0 0 9 7 】

(装置除去)

装置は、骨から除去可能であり得る。除去のアプローチは、装置を折り畳むステップを含み得る。

【 0 0 9 8 】

場合によっては、組織は、装置の隙間の中へ成長し得る。組織を解放するために、エネルギー（例えば、振動、超音波エネルギー、熱、および同等物）が装置に連結され得る。熱エネルギーが使用される場合、無線周波数、マイクロ波、誘導、電気抵抗、およびその他等の、任意の好適な形態で、熱がエネルギーから生成され得る。

【 0 0 9 9 】

装置および方法は、中空ドリル、コアリングドリル、および同等物等の、除去器具を含み得る。装置は、そのような器具のうちの 1 つ以上の内側に嵌合し得る。

【 0 1 0 0 】

(骨の内方成長)

装置の 1 つ以上の表面は、骨の内方成長を促進する作用物質で被覆され得る。作用物質は、リン酸カルシウム、加熱処理されたヒドロキシアパタイト、塩基性線維芽細胞成長因子 (b F G F) で被覆したヒドロキシアパタイト、ヒドロキシアパタイト / リン酸三カルシウム (H A / T C P)、および、表 1 に記載されたもののうちの 1 つ以上を含む、他の好適な薬剤を含み得る。

【 0 1 0 1 】

装置の 1 つ以上の表面は、骨の内方成長を阻害または禁止する薬剤で被覆され得る。そのような表面は、表 1 に記載されたもののうちの 1 つ以上等の、不透過性材料および他の材料を含み得る。

【 0 1 0 2 】

(薬剤送達)

装置の 1 つ以上の表面は、薬剤等の治療物質を溶出し得る、作用物質で被覆され得る。

【 0 1 0 3 】

(合併症)

装置および方法は、骨インプラントと関連付けられ得る合併症に対処する手段を含み得る。そのような合併症は、感染症である。装置および方法は、感染症を防ぐ特徴を含み得る。例えば、そのような特徴は、被覆を含み得る。被覆は、トブラマイシンまたは他の効果的な抗菌剤等の、抗生物質を含み得る。別のそのような特徴は、インプラントの上または付近の細菌または他の望ましくない組織を死滅させるのに十分高く装置温度を上昇させる、熱の送達であり得る。

【 0 1 0 4 】

(設置)

以下は、骨折を有する骨の中の装置の 1 つの例示的な設置方法である。該手技は、入院患者または外来患者のいずれか一方の設定において完了され得る。

- 1 . 標準技法を使用して、骨折を暫定的に整復する。
- 2 . 近位または遠位である、患者に対する最小の組織損傷および医師にとって十分なアクセスを引き起こす場所において髓内空洞にアクセスする。
- 3 . 骨折の領域付近において骨に送達カテーテルを導入する。位置を蛍光透視法で確認することができる。
- 4 . 構造支持体を配備する。中央軸部材であり得る、位置決め用補助器具が使用され得る。外部操作が適用され得る。
- 5 . その理想的な治癒場所に骨折した骨を配置し直す。次いで、固着機構を配備することによって、位置決め用補助器具が髓内空洞の壁に係止され得る。
- 6 . 構造支持体の内側、かつ骨折の場所の付近の空間において、アンカ引張要素（固着基材等）を配備する。
- 7 . アクセス容易性に応じて、外部から、または内部から、骨折断片内にアンカを配備す

10

20

30

40

50

る。アンカは、断片および固着基材の両方を通して打ち込まれる。

８．Ｘ線、蛍光、または直接可視化を介して、断片の場所を確認する。断片表面への適切な圧力によって、所望の位置に骨折を配置するために、所望に応じて引張力を作用させ、治癒のために骨折を安定化させる。

９．所定の位置で装置を係止する。

１０．装置から送達器具を係脱する。患者から送達器具を除去し、患者を閉創する。

【０１０５】

多数の他のステップが関与してもよく、ステップの多くの異なる順序が、本発明の原理から逸脱することなく実施され得る。

【０１０６】

（材料）

装置およびその複数部分は、任意の好適な材料を含み得る。表１は、装置およびその複数部分に含まれ得る、例示的な材料を記述する。

【０１０７】

【表１ - １】

表１．材料

部類	種類	材料
金属	<u>ニッケルチタン合金</u>	Nitinol
	<u>ステンレス鋼合金</u>	合金 304 316L BioDur® 108 合金 Pyromet 合金® CTX-909 Pyromet® 合金 CTX-3 Pyromet® 合金 31 Pyromet® 合金 CTX-1 21Cr-6Ni-9Mn ステンレス 21Cr-6Ni-9Mn ステンレス Pyromet 合金 350 18Cr-2Ni-12Mn ステンレス Custom 630 (17Cr-4Ni) ステンレス 注文品 465® ステンレス 注文品 455® ステンレス 注文品 450® ステンレス Carpenter 13-8 ステンレス 440C 型 ステンレス
	<u>コバルトクロム合金</u>	MP35N Elgiloy

【０１０８】

【表 1 - 2】

部類	種類	材料	
		L605	
		Biodur® Carpenter CCM 合金	
	チタンおよびチタン合金		
		Ti-6Al-4V/ELI	
		Ti-6Al-7Nb	
		Ti-15Mo	10
	タンタル		
	タングステンおよびタングステン合金		
	純プラチナ		
	プラチナーイリジウム合金		
	プラチナーニッケル合金		
	ニオブ		
	イリジウム		
	Conichrome		
	金および金合金		20
吸収性金属			
		純鉄	
		マグネシウム合金	
ポリマー			
		ポリエーテルエーテルケトン (PEEK)	
		ポリカーボネート	
		ポリオレフィン類	
		ポリエチレン類	
		ポリエーテルブロックアミド (PEBAX)	30
		ナイロン 6	
		6-6	
		12	
		ポリプロピレン	
		ポリエステル類	
		ポリウレタン類	
		ポリテトラフルオロエチレン (PTFE)	
		ポリ (フェニレンサルファイド) (PPS)	

40

【 0 1 0 9 】

【表 1 - 3】

部類	種類	材料	
膜 材料		ポリ（ブチレンテレフタレート） PBT	10
		ポリスルホン	
		ポリアミド	
		ポリイミド	
		ポリ（p-フェニレンオキシド）PPO	
		アクリロニトリルブタジエン スチレン（ABS）	
		ポリスチレン	
		ポリ（メチルメタクリレート） （PMMA）	
		ポリオキシメチレン（POM）	
		エチレン酢酸ビニル	
		スチレンアクリロニトリル樹脂	
		ポリブチレン	
		シリコーン	20
		ポリエーテルブロックアミド（PEBAX）	
		ポリウレタン類	
		シリコーンポリウレタン 共重合体	
		ナイロン	
吸収性 ポリマー		ポリエチレンテレフタレート （PET）	30
		Goretex ePTFE	
		Kevlar	
		Spectra	
		Dyneena	
放射線不透過性 材料		ポリ塩化ビニル（PVC）	40
		ポリ（グリコール酸）（PGA）	
		ポリラクチド（PLA），	
		ポリ（ε-カプロラクトン），	
		ポリ（ジオキサノン）	
		ポリ（ラクチド-コ-グリコリド）	40

【表 1 - 4】

部類	種類	材料
生体材料	コラーゲン	硫酸バリウム 次炭酸ビスマス
		ウシ、ブタ、ヒツジ、羊膜
骨成長因子		脱塩骨マトリクス
		骨形態形成タンパク質 (BMP)
		リン酸カルシウム
		加熱処理したヒドロキシアパタイト
		塩基性線維芽細胞成長因子 (bFGF) で被覆したヒドロキシアパタイト
抗菌被覆		ヒドロキシアパタイト／リン酸三 カルシウム (HA/TCP)

10

装置は、構造支持体、固着基材、中央軸部材、アンカ、送達器具、および関連アイテム
のうちの1つ以上を含み得る、キットとして提供され得る。

20

【0111】

ここで、本発明による装置および方法を、図と関連して説明する。図は、本発明の原理
による、装置および方法の例示的な特徴を示す。特徴は、選択された実施形態との関連で
図示される。実施形態のうちの1つに関連して示される特徴は、実施形態のうちのもう1
つに関連して示される特徴とともに、本発明の原理に従って実践され得ることが理解され
るであろう。

【0112】

本明細書で説明される装置および方法は、例示的である。本発明の装置および方法は、
例示的な装置および／または例示的な方法のステップの一部または全ての特徴の一部または
は全てを有し得る。方法のステップは、本明細書で示され、説明される順序以外の順序で
行われ得る。いくつかの実施形態は、例示的な方法に関連して示され、説明されるステッ
プを省略し得る。いくつかの実施形態は、例示的な方法に関連して示されず、説明されて
いないステップを含み得る。

30

【0113】

ここで、その一部を形成する、添付図面を参照して、例示的实施形態を説明する。

【0114】

例示的な骨修復デバイスならびに関連ハードウェアおよび器具類の実施形態および特徴
に関連して、本発明の装置および方法を説明する。ここで、図を参照して、デバイスなら
びに関連ハードウェアおよび器具を説明する。他の実施形態が利用されてもよく、本発明
の範囲および精神から逸脱することなく、構造、機能、および手技上の修正が行われ得る
ことを理解されたい。

40

【0115】

図1は、橈骨として図示される、骨Bに埋め込まれた例示的なデバイス100を示す。
骨Bは、遠位端Dに骨部分 P_B 、 P_h 、および P_a を含む。骨分節 P_B は、骨Bの最大部
分である。骨分節 P_h は、頭部分である。骨分節 P_h および P_a は、関節面ASを含む。
骨部分 P_B 、 P_h 、および P_a は、骨折 F_a および F_h に沿って分離または部分的に分離
される。骨折 F_a は、関節面ASを横断する。骨折 F_h は、頭部Hを横断する。

【0116】

骨部分 P_B 、 P_h 、および P_a は、骨Bにおける例示的な骨折を規定することが理解さ

50

れるであろう。デバイス 100 は、より多い数またはより少ない数の骨部分を有する骨折を治療するために使用され得る。骨部分は、図 1 に示されたものとは異なる形状、配向、およびサイズを有し得る。また、図 1 に示された骨折は、長骨の端付近の骨折として図示されているが、デバイス 100 は、骨幹等の長骨の他の部分における骨折、および、例えば椎骨といった、長骨以外のものとして識別され得る骨における骨折を治療するために、使用され得ることも理解されるであろう。

【0117】

デバイス 100 は、その縦方向軸 L_D (D はデバイスを示す) に沿って細長い。デバイス 100 は、骨 B の髄内空間 IS の中にある。デバイス 100 の遠位端 102 は、骨 B の骨端領域 E の中にある。近位端 104 は、骨 B の骨幹領域 D の中にあるか、または隣接している。遠位端 102 と近位端 104 との間のデバイス 100 の部分は、骨 B の骨幹端領域 M の中にある。

10

【0118】

デバイス 100 は、構造ケージ 105 を含み得る。構造ケージ 105 は、支持部材 106 を含み得る。支持部材 106 は、ケージ基部 108 から遠位ハブ 110 まで延在し得る。(ケージ基部 108 から延在する方向は、「遠位方向」と呼ばれる。反対の方向は、「近位方向」と呼ばれる。「遠位」は、「近位」に対して、概して、体内に挿入されている、または挿入される、装置の先端を意味する。) ケージ基部 108 と遠位ハブ 110 との間の軸 L_D に沿った距離は、支持部材 106 の形状を変化させるように調整され得る。

【0119】

20

ケージ基部 108 が遠位ハブ 110 から最大に離間しているとき、構造ケージ 105 は、圧縮状態である。ケージ基部 108 と遠位ハブ 110 とが一緒に押されるか、または引かれると、構造部材 106 は、半径方向 R_D (D はデバイスを示す) に沿って半径方向外向きに偏向させられる。このように、構造ケージ 105 が拡張され得る。デバイス 100 は、拡張状態で示されている。いくつかの実施形態では、構造部材 106 およびアンカ基材 124 は、半径方向に自己拡張し得る。これは、基部 108 および遠位ハブ 110 を一緒に縦方向に引き得る。

【0120】

構造ケージ 105 は、骨部分 P_B 、 P_a 、および P_h に支持を提供するために使用され得る。支持は、整復および / または治療中に、骨分節 P_B 、 P_a 、および P_h を整列および安定させるステップを含み得る。支持は、軟骨下支持であり得る。構造ケージ 105 は、治療中に、骨 B に負荷抵抗を提供するために使用され得る。

30

【0121】

デバイス 100 は、固着基材 112 を含み得る。基材 112 は、114 および 116 等のアンカによって係合され得る。アンカ 114 は、骨分節 P_h を基材 112 に締結する。アンカ 116 は、骨分節 P_a を基材 112 に締結する。アンカは、幅広い位置で基材 112 に係合し得る。アンカは、幅広い角度から基材 112 に係合し得る。アンカのそれぞれは、それぞれの骨部分に力を作用させ得る。力は、治療のために骨部分を適切に配置するように配向され得る。力は、少なくとも部分的に軸 L_D に向かって方向付けられ得る。力は、(少なくとも部分的に方向 - R_D への) 内向きの力と見なされ得る。構造ケージ 105 は、骨部分に、少なくとも部分的に軸 L_D から離れるように方向付けられる力を作用させ得る。構造ケージ 105 からの力は、(少なくとも部分的に方向 R_D への) 外向きの力と見なされ得る。

40

【0122】

アンカ 114 および 116 は、ネジ山付きネジとして図示されているが、任意の好適なアンカが使用され得る。

【0123】

したがって、アンカ、固着基材、および支持材構造ケージは、各骨部分について、所望の位置、配向、および力のうちの 1 つ以上を選択するために、一斉に使用され得る。位置および配向の一方または両方は、アンカサイズ、アンカ位置、アンカ引張力、構造ケージ

50

サイズ、ならびに支持部材の構成および位置の適切な選択によって、選択され得る。位置および配向が選択され得るので、骨部分は、相互に対して適切に整列させられ得る。

【0124】

デバイス100は、柄128を含み得る。柄128は、ケージ基部108から近位方向に延在し得る。柄128は、柄固着基材118と、近位基部120とを含み得る。柄固着基材118は、近位基部120を支持し得る。アンカ122は、柄128を骨Bの部分P_Bに締結し得る。アンカ122は、デバイス100に縦方向および/または回転力を作用させるように係合され得る。アンカ122は、デバイス100に半径方向力を作用させるように係合され得る。半径方向力は、軸L_Dに沿ってデバイス100の屈曲を誘導または防止し得る。アンカ122は、デバイス100に抵抗縦方向力を作用させ得る。抵抗縦方向力は、遠位アンカ114および116によってデバイス100に作用させられる力に抵抗し得る。

10

【0125】

近位基部120は、デバイス保持特徴122を支持し得る。デバイス保持部材126は、保持および操作のためにデバイス100に係合するために使用され得る。デバイス100を近位方向に引くために、デバイス保持部材126と併せて、デバイス操縦装置（図示せず）が使用され得る。

【0126】

デバイスは、例示的な中央部材ハブ130を含み得る。中央部材ハブ130は、配備後にデバイス100を再捕捉し、除去するために使用され得る。

20

【0127】

デバイス100を近位方向に引くことにより、骨部分P_a、P_h、およびP_Bの間の力（引張力、圧縮力、または両方）を調整し得る。デバイス100を近位方向に引くことにより、骨部分P_Bに対するP_aの配向および位置を調整し得る。いくつかの実施形態では、アンカ122は、デバイス100が近位方向に引かれた後に、圧縮力を保持するために使用され得る。

【0128】

デバイス100は、中央軸部材124を含み得る。中央軸部材124は、遠位ハブ110から、ケージ基部108を通り、近位基部120を通して、骨Bの髄内空間ISの中へ延在し得る。中央軸部材124は、構造ケージ105の拡張をもたらすために使用され得る。いくつかの実施形態は、中央軸部材124を含まなくてもよい。（いくつかの実施形態では、固着基材112は、骨分節の位置および支持を維持しながら引張力を調整するために、構造ケージ105に対して近位に引かれ得る）。

30

【0129】

いくつかの実施形態では、中央軸部材124は、ハブ100とケージ基部108および/または120との間に引張力を作用させることによって、構造ケージ105を拡張するために使用され得る。いくつかの実施形態では、これは、中央軸部材124への近位に方向付けられた力、およびケージ基部108への遠位に方向付けられた力を同時に作用させることによって、行われ得る。いくつかの実施形態では、中央軸部材は、ハブ110に回転可能に接続され、ケージ基部108を介して螺合され得る。これらの実施形態では、構造ケージ105は、中央軸部材124を回転させることによって拡張され得る。いくつかの実施形態では、構造ケージ105は、自己拡張式であり得る。

40

【0130】

最終拡張形状は、構造ケージ105の構造に設計され得る。最終拡張形状は、空洞内の利用可能な空間によって限定され得る。拡張は、弾性的であってもよく、所定の形状に戻るバネ材料に基づき得る。

【0131】

圧縮状態のデバイス100は、軟組織破壊を最小化することができる領域中で、骨幹部の骨（D、図1）に沿った小さいアクセス切開を通して、体内に送達され得る。

【0132】

50

図1Aは、等角図によってデバイス100を示す。構造ケージ105は、支持部材106を含む。支持部材106は、デバイス軸 L_D に沿ったケージ基部108およびハブ110の相対的配置に基づいて、方向 R_D に沿って拡張または収縮し得る。支持ケージ105は、髓内空間ISへの挿入のために収縮され得る。

【0133】

支持ケージ105は、6つの支持部材106を有するものとして図示されている。任意の好適な数の支持部材が使用され得ることが理解されるであろう。例えば、支持ケージ105は、2~40の範囲または41以上である、支持部材106の数を有し得る。

【0134】

支持部材106は、長方形の断面形状を有するものとして図示されている。支持部材106は、任意の好適な断面形状を有し得ることが理解されるであろう。例えば、断面形状は、円形、正方形、編組状、より線状、または輪郭状であり得る。支持ケージ105は、異なる断面形状、寸法、または材料特性を有する支持部材を含み得る。支持部材が、異なる形状、寸法、または材料特性を有する場合、支持ケージ105は、非半径方向変形を受け得る。そのような変形は、デバイス100を骨Bの内側（骨分節 P_a 、 P_h 、および P_B を含む）に一致させるために役立ち得る。

【0135】

支持部材106は、ケージ基部108およびハブ110において接合されるものとして図示されている。部材の端は、両端で接合されて示されている。いくつかの実施形態では、支持部材106は、1つ以上の自由端または部分的自由端を有し得る。

【0136】

支持部材106は、単一管から切断されてもよく、または、独立して作製し、次いで、接合することができる。

【0137】

固着基材112は、構造ケージ105の内側に存在する。固着基材112は、折り畳み状態および拡張状態を有し得る。折り畳み状態は、送達のために使用され得る。拡張状態は、配備および骨折修復のために使用され得る。

【0138】

いくつかの実施形態では、固着基材112は、レーザ切断構造を含み得る。固着基材112は、114（図1に示される）等のアンカと係合し、機械的負荷を受けてアンカを担持するように、構築され得る。いくつかの実施形態では、固着基材112は、支持ケージ105に付着され得る。固着基材112は、ハブ110、支持部材106の1つ以上の部分、中央軸部材124、ケージ基部108、および近位基部120のうちの1つ以上に付着され得る。

【0139】

いくつかの実施形態では、固着基材112は、（支持ケージ105によって保持され得るが）デバイス100に付着されなくてもよい。そのような取付の欠如が、骨分節の引張力および負荷の調整を容易にし得る。

【0140】

図1Bは、線1B-1B（図1Aに示される）に沿って得られた断面図である。図1Bは、ハブ110（図示せず）から、固着基材基部132（同心円状にケージ基部108内にある）、柄128、近位基部120、およびデバイス保持部材126を通して及び、中央軸部材124を示す。

【0141】

中央部材ハブ130は、デバイス保持部材126から近位に突出する。中央部材ハブ130は、係合されて中央部材124の引張力および/または回転を調整または制御するように構成され得る。中央部材ハブ130の操作は、構造ケージ105および/またはアンカ基材112の送達および拡張を容易にし得る。中央部材ハブ130は、構造ケージ105または固着基材112の遠位端と近位端との間で引張力を維持し得る。

【0142】

デバイス保持部材 126 は、デバイス 100 の送達、操作、および / または除去に関連して使用され得る。

【0143】

中央軸部材 124 上の停止部 134 は、柄 128 に対して方向 D_p に中央部材ハブ 130 を引っ張ることによって、近位方向 D_p に引かれ得る。いくつかの実施形態では、これは、中央部材ハブ 130 を近位に引っ張りながら、デバイス保持部材 126 を遠位に ($-D_p$) 押すことによって、達成され得る。押すこと、および引っ張ることは、本明細書で示され、説明される装置および方法、または既知の把持デバイス器具を使用して達成され得る。

【0144】

10

停止部 134 は、方向 D_p に固着基材基部 108 を押し進める。次いで、固着基材基部 108 は、方向 D_p に固着基材 112 を引く。方向 D_p への固着基材 112 の移動は、アンカ 114 および 116 に力を作用させる。力は、遠位成分および半径方向内向き ($-R_D$) の成分を有し得る。したがって、力は、骨分節 P_B (図 1 に示される) に対して骨分節 P_a および P_h を圧縮する。

【0145】

停止部 134 は、デバイス保持部材 126、近位基部 120、および中央部材ハブ 130 の間の連結機構を介して、デバイス保持部材 126 から固着基材 112 に近位方向へ縦方向力を伝達させ得る。代替として、中央軸部材 124 は、ラチェット、ネジ、または好適な機構によって、ケージ基部 108 に機械的に連結され得る。

20

【0146】

図 1C は、線 1C - 1C (図 1A に示される) に沿って得られた図を示す。図 1C は、拡張された支持ケージ 105 (ハブ 110 を含む) および拡張された固着基材 112 を示す。係止アンカ 122 も示されている。

【0147】

デバイス 100 の表面または要素のうちの 1 つ以上は、被覆を含み得る。被覆は、作用物質を含み得る。作用物質は、骨成長推進作用物質、骨成長阻害または禁止作用物質、薬剤溶出作用物質、または任意の他の好適な作用物質を提供し得る。

【0148】

図 2 は、例示的な骨格 S を示す。骨格 S は、デバイス 100 (図 1 に示される) が、骨 B (図 1 に示される) に関連して示され、説明されるように使用され得る、例示的な骨 S_1 を含む。表 2 は、骨 S_1 の部分的なリストを含む。

30

【0149】

【表 2】

表 2. 骨 S_i .

骨	図 2 の 参照数字	
遠位橈骨	S_0	
上腕骨	S_1	
近位橈骨および尺骨（肘）	S_2	
中手骨	S_3	10
鎖骨	S_4	
肋骨	S_5	
椎骨	S_6	
尺骨	S_7	
腰	S_8	
大腿骨	S_9	
脛骨	S_{10}	
腓骨	S_{11}	
中足骨	S_{12}	20

図 3 は、骨 B（図 1 に示される）の生体構造を概略的に示す。骨 B の解剖学的特徴を表 3 に記載する。本発明の原理による装置および方法は、表 3 に示される解剖学的特徴のうちの 1 つ以上を有し得る。骨 B の特徴は、骨軸 L_B （B は骨を示す）および半径 R_B （B は骨を示す）を参照して説明され得る。

【 0 1 5 0 】

【表 3 - 1】

表 3. 装置および方法によって治療され得る骨の種類のうちの一つの解剖学的特徴

30

解剖学的特徴	図 3 の 参照数字
関節面	B_0
網状骨、海綿様骨、または骨梁	B_1
髓腔	B_2

【 0 1 5 1 】

【表 3 - 2】

解剖学的特徴	図 3 の 参照数字
皮質骨または高密度骨	B ₃
骨膜	B ₄
近位関節面	B ₅
骨幹または骨幹	B ₆
骨幹端または端領域	B ₇
骨端	B ₈
関節面	B ₉

10

「骨端」および「骨端骨折」という用語は、長骨の骨端または骨幹端領域中で発生する骨折を指すために使用され得る。そのような骨折は、関節周囲および関節内の骨折を含む。

【0152】

図 4 は、骨 B の骨折が診断および治療され得る、例示的な手術環境の一部 400 を示す。患者 P は、適切に鎮静状態とされ得る。四肢神経ブロックが投与され得る。比較的血液を含まない状態で四肢 Q を維持するために、圧力カフが使用され得る。四肢 Q は、手術中に骨 B の位置を管理するために、手技テーブル 402 および任意の他の適切な支持材によって支持され得る。環境 400 は、撮像システム 404 を含み得る。

20

【0153】

図 5 は、例示的な治療シナリオ 500 を示す。シナリオ 500 では、骨 B の骨折 F_p において解剖学的整復を再確立するために、手動牽引力が作用される。

【0154】

固着される前に骨分節を正常位置に戻すために、暫定的または一時的整復がしばしば骨折修復で行われる。

【0155】

骨分節の数が少ない、および / または骨分節の脱臼が適度である場合は、徒手整復が採用され得る。徒手整復は、切開を含まず、1 名以上の医師による手動牽引を利用する。医師は、正常な骨分節の配置を再確立するために、異なる引張力、圧縮、および屈曲運動を利用する。医師または助手は、インプラント手技中に正常な骨分節位置を維持し得る。

30

【0156】

より変位した骨折パターンには、限界のある観血的整復を利用することができる。暫定的整復に、k - ワイヤ、外部ブロープ、および特殊クランプを採用することができる。ブロープおよびクランプが骨折分節を配置し直すのを支援することを可能にする、小切開を作ることができる。一旦、骨分節が適所になると、整復を維持するために k - ワイヤを利用することができる。k - ワイヤは、一時的な支持を提供するために、骨折線を横断して駆動させることができる、直径約 1 ~ 2 mm の金属ワイヤである。k - ワイヤは、骨空洞調製またはインプラント配備への干渉を低減する態様で手技を容易にするように配置され、次いで、除去され得る。

40

【0157】

図 6 は、例示的なシース 600 を示す。骨 B の髄内空間 IS に進入している中空シース 600 が示されている。シース 600 は、管腔 610 を含み得る。管腔 610 は、髄内空間 IS へのアクセスを提供し得る。シース 600 は、位置 602 で髄内空間 IS に進入する。位置 602 は、骨 B の骨幹部 D の中にあり得る。位置 602 は、軟組織損傷を最小化するように選択され得る。位置 602 の付近で、小切開が軟組織（図示せず）に作られ得る。組織は、骨表面 BS を暴露するように変位され得る。

【0158】

50

骨 B にアクセス穴 604 を生成するために、標準の整形外科用ドリル器具が使用され得る。軸穴 604 は、軸 L_h に沿って穿孔され得る。軸 L_h は、骨軸 L_B と角度 A を形成し得る。角度 A は、鋭角であり得る。

【0159】

穴 604 は、一般的に穿孔された骨アクセス穴と同様であり得る。穴 604 は、穴 604 が位置 602 において応力集中を生じさせないように、十分に小さくあり得る。シース 600 の遠位端 606 は、髄管 IC を通って、骨 B の骨幹端領域 M の中へ前進させられ得る。シース 600 の近位端 608 は、穴 604 の中に配置され得る。遠位端 606 は、骨端の中等の、髄内空間 IS の任意の部分内に配置され得る。

【0160】

シース 600 は、薄壁可撓性カニューレであり得る。シース 600 は、体内の他の場所の低侵襲性または経皮的介入手技で一般的に使用される、カニューレと同様であり得る。シース 600 は、髄内空間 IS へのアクセスを促進するように適合される、堅い金属で作られ得る。

【0161】

図 7 は、例示的な髄内空間リーマ 700 を示す。リーマ 700 は、拡張可能かつ収縮可能であり得る。リーマ 700 は、収縮状態でシース 600 (図 6 に示される) の近位端 608 に挿入され得る。リーマシャフト 702 は、管腔 610 を通して骨 B の骨幹端領域 M の中へ、リーマ 700 を前進させるために使用され得る。リーマ 700 は、骨端から海綿骨等の望ましくない組織を除去するために、表面 704 またはその周辺に好適な特徴を有し得る。リーマシャフト 702 は、さらなる治療のために骨端を調製するように、骨軸 L の周辺でリーマ面 704 を回転させ、必要に応じて骨軸 L に沿って並進させ得る。

【0162】

いくつかの実施形態では、リーマ 700 の使用は、髄内釘の埋込で使用される手技と整合し得る。そのような手技は、超音波エネルギー、振動、RF エネルギー、圧力、回転、水の噴出、吸引、および望ましくない組織を除去する他の好適な機構のうちの 1 つ以上の適用を含む。いくつかの実施形態では、リーマ 700 は、拡張、固定サイズ (非拡張式)、一方向リーマ仕上げ、他方向リーマ仕上げ、剛性リーマシャフト 702、可撓性リーマシャフト 702、および操縦可能性といった特徴のうちの 1 つ以上を有し得る。

【0163】

図 8 は、骨 B の骨端へのデバイス 100 の送達の段階を示す。図 8 では、デバイス送達装置 800 は、デバイス 100 の近位端においてデバイス保持要素 126 と係合される。シャフト 802 は、デバイス送達装置 800 の配置および回転を制御し得る。送達装置 800 は、デバイス 100 (図 1 に示される) の複数部分の係合および係脱のためのキー溝付き把持器を含み得る。デバイス 100 は、圧縮状態にある。デバイス 100 は、シース 600 の管腔 610 内に配置される。デバイス 100 の遠位ハブ 110 は、骨 B の骨端領域 E の中にある。支持部材 106 および柄 128 もまた、管腔 610 内に示されている。

【0164】

図 9 は、骨 B の骨端へのデバイス 100 の送達の後続ステップを示す。図 9 では、デバイス送達装置 800 は、シース 600 から外へデバイス 100 を遠位に動かしている。構造ケージ 105 は、骨端の中で拡張されている。図示された実施例では、骨端は、骨分節から骨 B の髄内空間 IS の骨幹 D まで及ぶ。

【0165】

図 9 はまた、近位送達装置コントローラ 900 も示す。コントローラ 900 は、ハンドル 902 と、トリガ機構 904 と、位置決めネジ 906 とを含み得る。ハンドル 902 は、シャフト 802 を介して、デバイス 100 を配置し、拡張するために必要な力を作用させるために、使用され得る。トリガ機構 904 は、デバイス保持部材 126 を係合または係脱するために使用され得る。

【0166】

図 10 は、固着基材 112 への骨分節 P_a の締結を示す。最適な場所の皮膚 K に、小切

10

20

30

40

50

開を作り得る。次いで、骨分節 P_a に小パイロット穴を作り得る。暫定的整復が、助手の手 1002、トンクノクランプ型器具、kワイヤ、または他の既知の方法によって維持され得る。支持材 1004 が、アンカ 116 の挿入のために、骨分節 P_a 、 P_h 、および P_b を配置するように提供され得る。次いで、器具 1000 が、骨分節 P_a を通してアンカ 116 を駆動するために使用され得る。器具 1000 は、ネジ回し、または他の好適な器具であり得る。

【0167】

図 11 は、骨分節 P_h を固着基材 112 に締結する、アンカ 114 を示す。デバイス 100 は、デバイス送達装置 800 を使用して、骨 B の中で安定させられ得る。

【0168】

図 12 は、骨 B の髄内空間 IS 内においてデバイス 100 を引っ張るステップを示す。アンカ 114 および 116 は、それぞれ、骨分節 P_h および P_a の中へ完全に、またはほぼ完全に駆動されている。アンカ 114 および 116 は、固着基材 112 によって骨 B の内側に打ち込まれている。固着基材 112 と連携してアンカ 114 および 116 によって作用させられる内向きの力、および構造ケージ 105 の支持部材 106 によって作用させられる外向きの力が、骨折 F_a に沿って骨分節 P_h と P_a とを整合させ、骨折 F_a を閉鎖している。アンカ 114 および 116 のトルク（アンカに作用される）、角度、および配置は、骨折 F_a に沿って骨分節 P_h と P_a との間に所望の接触力を提供するように選択され得る。アンカは、アンカ基材 112 に係止して、意図していない除去を防止し得る。

【0169】

骨折 F_h は、分離量 Δf だけ開いたままであり、その分離量は、骨 B の主要分節である P_b から P_a および P_h を分離する。骨分節 P_a 、 P_h 、および P_b の分節間の圧縮が、デバイス 100、デバイス送達装置 800、および送達装置コントローラ 900 のうちの 1 つ以上を使用して提供され得る。圧縮は、 Δf を低減または除去するのに役立ち得る。圧縮は、治癒を推進し得る。圧縮は、回転および屈曲において骨分節に安定性を提供し得る。

【0170】

いくつかの実施形態では、圧縮は、大きく近位方向 D_p にデバイス 100 を引くことによって提供され得る。デバイス 100 の長さ T が、少なくとも一時的に固定され得る。例えば、長さ T は、ケージ基部 108 およびハブ 110 に対する中央軸部材 124 の機械的関係を使用して、固定状態に保たれ得る。次いで、デバイス 100 は、デバイス送達装置 800 によって方向 D_p に引かれ得る。デバイス送達装置 800 は、シャフト 802 によって方向 D_p に引かれ得る。シャフト 802 は、送達装置コントローラ 900 を使用して、管腔 610 を通して引かれ得る。

【0171】

デバイス 900 は、904 または 906 等のトリガまたはレバーによって起動され得る、機構を含み得る。シャフト 802 は、軸 L_h に沿って方向 D_h に送達装置コントローラ 900 を引くことによって、引かれ得る。シース 600 の遠位端 606 は、髄内空間 IS 内にとどまる範囲で、概して方向 D_p に沿って移動し、デバイス送達装置 800 を介して、その方向にデバイス 100 を引く。

【0172】

いくつかの実施形態では、長さ T は、デバイス 100 が方向 D_p に引かれた時に延長することが可能となり得る。ハブ 110 は、骨分節 P_a に対して適所に実質的に保持され得る。ケージ基部 108 は、方向 D_p に変位させられることが可能となり得る。これは、構造ケージ 105 の半径 R_D を縮小する。構造ケージ 105 の半径が縮小されると、骨への半径方向外向きの力が低減され、取り消され、または逆転させられる。

【0173】

その半径が減少している間にデバイス 100 の長さが増加させられると、デバイス 100 は、その送達状態に部分的または完全に折り畳まれ得る。骨 B の髄内空間 IS の直径に応じて、そのような収縮が、骨分節の適切な配置を得るために望ましくてもよい。適正な

10

20

30

40

50

骨分節位置が得られた後、所望の形状および半径方向力を達成するように、半径を調整することができる。次いで、デバイス100の遠位および近位端において中央軸部材124を係止することによって、この状態を維持することができる。

【0174】

いくつかの実施形態では、固着基材112の近位部分が、方向 D_p に引かれ得る。これは、方向 D_p および方向 $-R_B$ に、114および116等のアンカを引き得る。固着基材112は、構造ケージ105が方向 D_p に引かれる力よりも大きい、小さい、または等しい力で、方向 D_p に引かれ得る。

【0175】

いくつかの実施形態では、医師は、所望の整合を達成するように、分節 P_a 、 P_h 、および P_B のうちの1つ以上を評価し、適切であれば調整し得る。評価は、例えば、撮像システム404（図4に示される）を使用した、蛍光透視撮像を使用して行われ得る。評価は、完全外科的切開手技中に直接可視化の下で行われ得る。

【0176】

図13は、方向 D_p への力 Φ の作用を示す。力 Φ は、デバイス送達装置800によって、デバイス保持部材126においてデバイス100に作用される。骨折 F の Δf は、安定化され、低減され、または実質的に排除される。アンカ122は、骨 B を通して柄128に挿入されている。アンカ122は、骨軸 L_B に沿った軸方向位置またはその付近で、デバイス100の近位部分を保持し得る。アンカ122は、デバイス100が骨軸 L_B の周りを回転することを防止し得る。アンカ122は、骨分節 P_a 、 P_h 、および P_B の間の分節間圧縮を保ち得る。より一般的に、アンカ122は、個々の骨分節のそれぞれについて、所望の位置、配向、および応力の状態のうちの1つ以上を保ち得る。アンカ122は、負荷の全てまたは一部を携持し得る。構造ケージ105とデバイス100の他の部分との間の摩擦が、負荷の一部を負担し得る。

【0177】

いくつかの実施形態では、アンカ122の役割は、圧縮を保ちながら骨 B の中にデバイス100を係止するために使用され得る、いくつかのアンカによって果たされ得る。近位アンカは、骨の両側から、または片側だけを通して、梃子作用を獲得し得る。アンカの角度は、軸 L_D とほぼ平行から軸 L_D に対して垂直に及んでもよい。

【0178】

図14は、（図14でシース600の中に引き込まれている、デバイス送達装置800による）デバイス保持部材126の解放を示す。デバイス保持部材126は、既知の把持器具で保持され得る、単純なキー溝付き球端として示されている。ネジ山付き、ソケット、ピン留め、スナップ、コレット、および当技術分野で公知の任意の他の機構を含むが、それらに限定されない、他の種類の保持機構も、本発明の実施形態に関して考慮および構想される。

【0179】

図15は、シース600（図示せず）が骨 B の髄内空間 IS から除去されている、最終埋込状態のデバイスを示す。デバイス100は、相互に対して圧縮して分節 P_a 、 P_h 、および P_B を保持する。骨折 F_a および F_h は、整復されている。

【0180】

図16は、デバイス100が髄内空間 IS の中で再捕捉され、骨 B から除去され得ることを示す。例示的な送達/再捕捉デバイス1600は、中央部材ハブ130に係合し得る。送達/再捕捉デバイス1600の遠位端における係合部材1602は、中央部材ハブ130の上方を摺動し、デバイス保持部材126に係合し得る。支持ケージ105の支持部材106は、シース600の中に引き込まれると収縮し得る。

【0181】

図17は、穴604を閉鎖し、骨 B の中のデバイス100へのアクセスを保つために使用され得る、閉鎖アセンブリ1700を示す。閉鎖アセンブリ1700は、栓1702を含み得る。栓1702は、穴604を密閉または実質的に密閉し得る。栓1702は、力

10

20

30

40

50

ニューレ１７０４を冠着し得る。カニューレ１７０４は、中央部材ハブ１３０（図示せず）およびデバイス保持部材１２６（図示せず）へのアクセスを提供し得る。フランジ１７０６は、中央部材ハブ１３０（図示せず）およびデバイス保持部材１２６（図示せず）の一方または両方と係合し得る。フランジ１７０６は、シース１７０４に付着され得る。カニューレ１７０４は、デバイス１００に力を作用させて、構造ケージ１０５または固着基材１１２の引張力または半径を調整するように構成され得る。

【０１８２】

いくつかの実施形態では、カニューレ１７０４によって提供される機能性の一部または全ては、ケーブルまたはシャフト（図示せず）によって提供され得る。これらの実施形態のうちのいくつかでは、栓１７０２は、ケーブルに連結される、ネジ山付きまたはリブ付きの栓、またはネジ状の栓であり得る。

10

【０１８３】

キャップ１７０２は、図１６に示されたもの等の態様で、係合部材１６０２等の器具を挿入してデバイス１００を再捕捉するように、除去され得る。

【０１８４】

図１８は、いくつかの実施形態では、１００（図１に示される）等のデバイスにおけるデバイス保持部材１２６の代替案であり得る、例示的な送達／再捕捉部材１８０２を示す。送達／再捕捉部材１８０２は、管から形成され得る。切り込み１８１０が、管に形成され得る。任意の適切な数の１８１０等の切り込みが、送達／再捕捉部材１８０２に存在し得る。送達／再捕捉部材１８０２は、デバイス柄１８０６の近位端１８０６に付着され得る、フェルール１８０４を含み得る。柄１８０６は、デバイス１００（図１に示される）の柄１２８に対応し得る。

20

【０１８５】

再捕捉器具１８１２は、ブレード１８１４等の１つ以上のブレードを含み得る。再捕捉器具１８１２およびブレード１８１４は、それぞれ、送達／再捕捉部材１８０２および切り込み１８１０に合致するように、管から切断され得る。再捕捉器具１８１２は、柄１８０８に取り付けられたデバイスを回収するように、６００（図６に示される）等のシースを通して髄内空間の中へ送達され得る。

【０１８６】

再捕捉器具１８１２は、送達／再捕捉部材１８０２と整合され得る。ブレード１８１４は、送達／再捕捉部材１８０２の切り欠き１８１６に挿入され得る。再捕捉器具１８１２は、ブレード１８１４が切り込み１８１０の中へ入るように回転させられ得る。したがって、再捕捉器具１８１２は、送達／再捕捉部材１８０２に係合して、近位方向Ｄ_pにデバイスを引っ張り得る。ブレード１８１４および送達／再捕捉部材１８０２は、係脱するように相互から平面の半径方向に外へ屈曲し得る。屈曲は、バネ状機構を屈曲または解放することによって、または再捕捉器具１８１２の塑性変形によって達成され得る。

30

【０１８７】

図１９は、例示的なデバイス１９００を示す。デバイス１９００は、デバイス１００（図１に示される）の対応する特徴のうちのいくつかまたは全てのように機能する、特徴を有し得る。例えば、デバイス１９００は、ケージ１９０５を形成する支持材１９０６を含み得る。ケージ１９０５は、ケージ基部１９０８を含み得る。固着基材基部１９３２は、同心円状にケージ基部１９０８内に存在し得る。デバイス保持部材１９２６は、固着基材基部１９３２から近位に延在し得る。デバイス１９００は、柄１２８等の柄を含まない。近位アンカ１９３２は、Ｂ（図１に示される）等の骨を固着基材１９１２の近位端と係合させるために使用され得る。

40

【０１８８】

図２０は、栓２０－２０（図１９に示される）に沿って得られたデバイス１９００の断面図を示す。例示的な中央軸部材１９２４は、支持ケージ１９０５のハブ１９１０において固定される。中央軸部材１９２４は、フランジ１９０２を含み得る。フランジ１９０２は、デバイス保持部材１９２６のチャンバ１９０４に機械的に係止され得る。いくつかの

50

実施形態では、中央軸部材 1924 は、フランジ 1902 がチャンバ 1904 に嵌り込むまで、軸方向に動かされ得る。これは、デバイス 1900 の近位端 1920 と遠位端 1922 との間に中央軸部材 1924 を閉じ込め、したがって、デバイス 1900 の半径方向剛性を支持し得る、軸方向引張力を提供し得る。中央軸部材 1924 は、デバイス 1900 の近位端 1920 と遠位端 1922 との間でデバイス保持部材 1926 に作用され得る、引張力を分配し得る。

【0189】

いくつかの実施形態では、デバイス 1900 は、(観血的整復の場合のように) 配備前に拡張され得る。そのような実施形態では、構造支持体 1905 および固着基材 1932 は、デバイス 1900 の近位端 1920 および遠位端 1922 において、相互に対して縦方向に固定され得る。

【0190】

図 21 は、断面図で例示的なラチェット機構 2100 を示す。ラチェット機構 2100 は、124 (図 1 に示される) 等の中央軸部材における引張力を保つために使用され得る。そのような中央軸部材の一部分は、リブ付き部材 2102 として具体化され得る。リブ付き部材 2102 は、タブ付き部材 2104 を通して近位方向 D_p に引かれ得る。リブ 2106 は、環状タブ 2108 を偏向させることによって、方向 DP に引かれ得る。リブ 2106 が環状タブ 2108 を通った後、環状タブ 2108 は、その(示されるような) 静止位置に戻り、リブ 2106 が環状タブ 2108 の遠位にある位置に戻ることを防止する。

【0191】

ラチェット機構 2100 は、132 等の固着基材基部の中または周囲、128 等の柄の中または周囲、120 等の近位基部の中または周囲、あるいはデバイス保持部材 126 の中または周囲に提供され得る(全て図 1 に示される)。タブ付き部材 2104 は、デバイスに縦方向に固定され得る。中央軸部材は、リブ付き部材 2102 を有する長さの一部分にわたって提供され得る。したがって、中央軸部材は、近位方向 D_p に引かれ、環状タブ 2108 によって適所に係止され得る。これは、タブ 2108 の遠位にある中央軸部材の複数部分における引張力を保ち得る。

【0192】

ラチェット特徴は、一方向係止を容易にするように、任意の形状または携帯を成し得る。一方向係止は、永久または解放可能であり得る。いくつかの実施形態では、タブ 2104 は、リブ付き部材 2102 が両方の縦方向に調整され得るように、解放可能であり得る。

【0193】

ラチェット特徴は、装置に組み込まれ得る。ラチェット特徴は、装置の 1 つ以上の部分と一体であり得る。例えば、図 25 に示されたもの等のデバイス柄は、柄が同心円関係にある時に、内側の柄が一方向にしか動くことができないように、補完的ラチェット特徴を含み得る。

【0194】

図 22 は、ラチェット機構 2100 (図 21 の線 21 - 21 に沿った断面で示される) の端面図を示す。

【0195】

図 23 は、124 (図 1 に示される) 等の中央軸部材の全体または一部分を形成し得る、例示的な積層リング 2300 を示す。リングは、1 つの連続螺旋として示されている。いくつかの実施形態では、リングは、螺旋積層リング 2300 と同様の積層特徴を伴う個々の環状リングであり得る。

【0196】

図 24 は、線 24 - 24 に沿って得られた断面図である。螺旋リングは、圧縮力または引張力のいずれか一方を受けて、積層の縦方向荷重下で相互と相互係止する、S リンクを形成する。積層リング 2300 の形状は、圧縮または引張力のいずれか一方を受けて、一体に楔着し、相互に対して動く機械的自由度を効果的に低減するようなものであり得る。

10

20

30

40

50

１２４（図１に示される）等の中央軸部材の全体または一部分は、螺旋リング２３００の一部を含み得る。引張または圧縮を受けて負荷を与えられると、中央軸部材は、直線状かつ剛性となり得る。真直度および剛性は、１００等のデバイスによって支持され得る、引張、圧縮、または屈曲における負荷の量を増加させ得る。

【０１９７】

図２５は、本発明の原理による、例示的なデバイス２５００を示す。デバイス２５００は、中央軸部材２５０２を含み得る。中央軸部材２５０２は、多孔性本体２５０４を含み得る。中央軸部材２５０２は、デバイス保持部材２５０６を含み得る。

【０１９８】

デバイス２５００は、中間部材２５０７を含み得る。中間部材２５０７は、固着基材２５０６を含み得る。固着基材２５０６は、拡張状態で示されている。中間部材２５０７は、柄２５０８を含み得る。柄２５０８は、固着基材２５０６に続き得る。頸部支持材２５１０は、固着基材２５０６と柄２５０８との間の構造支持および接続を提供し得る。固着基材２５０６が収縮状態であるときに、中間部材２５０７は、柄２５０８の直径と実質的に同等の直径まで収縮し得る。デバイス保持部材２５１２は、柄２５０８の端に存在し得る。

【０１９９】

デバイス２５００は、外側部材２５１４を含み得る。外側部材２５１４は、支持ケージ２５１６を含み得る。支持ケージ２５１６は、拡張状態で示されている。外側部材２５１４は、柄２５１８を含み得る。柄２５１８は、支持ケージ２５１６に続き得る。頸部支持材２５２０は、支持ケージ２５１６と柄２５１８との間の構造支持および接続を提供し得る。支持ケージ２５１６が収縮状態である時に、外側部材２５１４は、柄２５１８の直径と実質的に同等の直径まで収縮し得る。デバイス保持部材２５２２は、柄２５１８の端に存在し得る。

【０２００】

図２５は、相互に独立している、内側部材２５０２、中間部材２５０７、および外側部材２５１４を示すが、デバイス１００（図１に示される）の機能のうちのいくつかまたは全てを果たすために、共に使用され得る。内側部材２５０２、中間部材２５０７、および外側部材２５１４は、それぞれ、（図１に示される）１２４等の中央軸部材、１１２等の固着基材、１０５等の支持ケージに、少なくとも部分的に対応し得る。

【０２０１】

中間部材２５０７および外側部材２５１４の一方または両方は、自己拡張式であり得る。中間部材２５０７および外側部材２５１４の一方または両方は、機械的作動によって拡張可能であり得る。

【０２０２】

図２６は、組み立てられ、拡張された構成のデバイス２５００を示す。内側部材２５０２は、中間部材２５０７の内側で縦方向に延在する。中間部材２５０７は、外側部材２５１４の内側で縦方向に延在する。デバイス保持部材２５０６、２５１２、および２５２２は、デバイス２５００の近位端から延在する。近位アンカ２５２４は、柄２５１８（外側部材２５１４の柄）および２５０８（中間部材２５０７の柄、図示せず）、ならびに内側部材２５０２の多孔性本体２５０４を横断する。

【０２０３】

近位アンカ２５２４がない場合、内側部材２５０２、中間部材２５０７、および外側部材２５１４は、軸ＬＤに沿って、相互に対して縦方向に動かされ得る。相対運動は、デバイス保持部材のそれぞれと係合される、送達／再捕捉器具によって誘導され得る。例えば、１８１２（図１８に示される）等の送達／再捕捉器具が、デバイス保持部材のそれぞれに対して提供され得る。３つの再捕捉器具は、相互に対して同軸上にあり得る。

【０２０４】

いくつかの実施形態では、内側部材２５０２、中間部材２５０７、および外側部材２５１４のうちの１つ以上は、内側部材２５０２、中間部材２５０７、および外側部材２５１

10

20

30

40

50

4のうちの1つ以上に作用され得る、縦方向力および回転力の作用に対する適切な反応を得るように、デバイス2500の遠位端において相互に連結され得る。反応は、デバイス2500のより近位部分において、内側部材2502、中間部材2507、および外側部材2514のうちの1つ以上を相互に連結することによって、修正され得る。

【0205】

内側部材2502、中間部材2507、および外側部材2514は、閉鎖遠位端を有して示されている。いくつかの実施形態では、部材のうちの1つ以上は、開放または自由遠位端を有し得る。

【0206】

本発明のいくつかの実施形態では、デバイス2500は、内側部材2502を含まなくてもよい。これらの実施形態は、中間部材2507および外側部材2514を含み得る。いくつかの実施形態では、デバイス2500は、2つ以上の中間部材2507および/または2つ以上の外側部材2514を含み得る。例えば、いくつかの実施形態では、デバイス2500は、内側部材2502と、中間部材2507と、外側部材2514と、外側部材2514の外側に、中間部材2507と同様の第4の部材(図示せず)とを含み得る。いくつかの実施形態では、デバイス2500は、他の部材の内部に、外側部材2514と同様の第4の部材(図示せず)とを含み得る。デバイスは、第4の部材の半径方向外側に、中間部材2507と、中間部材2507と同様の第5の部材と、外側部材2514とを含み得る。

【0207】

図27は、収縮状態の外側部材2514を示す。いくつかの実施形態では、外側部材2514は、図27に示されるような、縦方向軸L₀に沿った屈曲可撓性を有し得る。内側部材2502および中間部材2507もまた、縦方向軸L₀に沿った屈曲可撓性を有し得る。可撓性は、骨Bの髄内空間ISの中へのアクセスを容易にし得る。いくつかの実施形態では、デバイス2500の収縮構成は、骨Bの髄内空間ISの中へのアクセスを容易にするように湾曲を含み得る。

【0208】

図28Aは、例示的な二部材骨折修復デバイス2800を示す。デバイス2800は、収縮状態で示されている。デバイス2800は、自己拡張式またはバルーン拡張式であり得る。デバイス2800は、ケージ部材2802と、(ケージ部材2802の内側にある)固着部材2804とを含み得る。

【0209】

ケージ部材2804は、支持ケージ2806を含み得る。支持ケージ2806は、支持部材2810を含み得る。支持部材2810は、遠位ハブ2812およびケージ基部2814において終端し得る。ケージ柄2816は、ケージ基部2814から近位に延在し得る。ケージ柄2816は、デバイス保持部材2818において終端し得る。支持ケージ2806は、髄内空間IS(図1に示される)の中で拡張され得る。

【0210】

固着部材2804は、固着基材2820を含み得る。固着部材2804は、固着柄2822と、デバイス保持部材2824を含み得る。収縮状態では、固着部材2804は、ケージ部材2804内で縦方向に摺動し得る。

【0211】

図28Bは、拡張状態のデバイス2800を示す。支持ケージ2806は、拡張されている。固着基材2820は、拡張されている。

【0212】

図28Cは、拡張状態のデバイス2800の線28C-28C(図28Bに示される)に沿って得られた、部分断面図を示す。固着基材2820は、支持ケージ2806の内側に存在する。固着柄2822は、ケージ柄2816の内側に存在する。デバイス保持部材2824は、ケージ柄2816の内側に存在する。

【0213】

10

20

30

40

50

遠位アンカは、固着基材 2820 に骨分節を取り付け得る。デバイス保持部材 2824 および 2818 は、近位方向 D_p および内向き半径方向 - R_0 でアンカに力を作用させるように、一体的に、または相互に対して、縦方向に並進させられ得る。

【0214】

デバイス 2800 は、自己拡張式であり得る。デバイス 2800 は、可塑的に変形可能であり、外部の力によって拡張され得る。デバイス 2800 の 1 つ以上の要素は、レーザ切断管等の単一部材から作られ得る。デバイス 2800 の 1 つ以上の要素は、個々に作られて、後に組み立てられ得る。

【0215】

図 29 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 2900 を示す。デバイス 2900 は、上腕骨 B_H の内側に挿入されて示されている。上腕骨 B_H は、それぞれ骨分節 P から骨分節 P_1 および P_2 を分離する、骨折 F_1 および F_2 を含んでいる。デバイス 2900 は、支持ケージ 2902 を含み得る。デバイス 2900 は、固着基材 2904 を含み得る。支持ケージ 2902 および固着基材 2906 は、拡張状態で示されている。デバイス 2900 は、中央軸部材 2924 を含み得る。

10

【0216】

アンカ 2907 および 2908 は、それぞれ骨分節 P_1 および P_2 を固着基材 2904 に固着するように存在し得る。

【0217】

デバイス 2900 は、相対変位アクチュエータ 2910 を含み得る。アクチュエータ 2910 は、支持ケージ 2902、固着支持材 2904、および中央部材 2906 の相対変位をもたらし得る。髄間空間 IS へのデバイス 2900 の送達中に、デバイス 2900 は、収縮状態（図示せず）であり得る。配備中に、デバイス 2900 は、拡張され得る。拡張は、例えば、デバイス縦方向軸 LD に沿った、支持ケージ 2902 の近位部分 2912 および固着基材 2904 の近位部分 2914 の差動運動によって行われ得る。配備中、アンカ 2907 および 2908 は、デバイス 2900 の拡張後に挿入され得る。

20

【0218】

デバイス 2900 は、差動変位をもたらすための相対変位アクチュエータ 2910 を含み得る。アクチュエータ 2910 は、ネジ山付き支持ケージ基部 2916 を含み得る。ネジ山付き支持ケージ基部 2916 は、支持ケージ 2902 の近位端 2912 に縦方向に固定され得る。ネジ山付き支持ケージ基部 2916 は、第 1 のネジ山付き縦穴（図示せず）を含み得る。

30

【0219】

アクチュエータ 2910 は、二条ネジ山付き固着基材基部 2918 を含み得る。二条ネジ山付き基材基部 2918 は、固着基材 2904 の近位部分 2914 に固定され得る。二条ネジ山付き基材基部 2918 は、支持ケージ基部 2916 の第 1 の縦ネジ山付き穴の中にねじ込まれ得る、外側ネジ山 2920 を有し得る。二条ネジ山付き基材基部 2918 は、第 2 のネジ山付き縦穴（図示せず）を含み得る。

【0220】

アクチュエータ 2910 は、ネジ山付き中央軸部材基部 2922 を含み得る。ネジ山付き中央軸部材基部 2922 は、中央軸部材 2906 の近位端に固定され得る。ネジ山付き中央軸部材基部 2922 は、二条ネジ山付き基材基部 2918 の第 2 のネジ山付き縦穴にねじ込まれ得る、外側ネジ山 2924 を有し得る。

40

【0221】

ケージ基部 2916、二条ネジ山付き固着基材基部 2918、およびネジ山付き中央軸部材基部 2922 のうちの 1 つ以上を回転させて、支持ケージ 2902、固着基材 2904、および中央軸部材 2906 の近位部分の間で 1 つまたは複数の所望の変位を達成するように 1 つ以上の制御器具が、カテーテルによって配備され得る。差動変位は、配備中にデバイスを拡張し得る。

【0222】

50

デバイス 2901 の配備後、アンカ 2907 および 2908 は、それぞれ骨分節 P₁ および P₂ を通して、固着基材 2904 に挿入され得る。アンカ 2907 および 2908 の挿入後、相対変位アクチュエータ 2910 は、骨分節 P₁ および P₂ の応力状態を調整するために使用され得る。例えば、二条ネジ山付き固着基材基部 2918 は、支持ケージ基部 2916 に対して近位方向 D_P に動くように回転させられ得る。この相対運動は、近位方向 D_P および内向き半径方向 - R_D に、支持ケージ 2902 に対して骨分節 P₁ および P₂ を引く。

【0223】

デバイス 2900 の適切な配置、ならびに支持ケージ 2902 および固着基材 2904 の適切な相対変位後に、1922 (図 19 に示される) 等の近位アンカは、適所にデバイス 2900 を担持するように、大腿骨 B_F および固着基材 2904 を通して挿入され得る。

10

【0224】

図 30 は、図 29 の線 29 - 29 を沿って得られたデバイス 2910 の断面図を示す。図 29 は、支持ケージ 2902 の近位部分 2912 に縦方向に固定された、ネジ山付き支持ケージ基部 2916 を示す。二条ネジ山付き固着基材基部 2918 は、支持ケージ基部 2916 の第 1 のネジ山付き穴に螺入される。二条ネジ山付き固着基材基部 2918 は、固着基材 2904 の近位部分 2914 に縦方向に固定される。ネジ山付き中央軸部材 2922 は、二条ネジ山付き固着基材基部 2918 の第 2 のネジ山付き穴に螺入される。中央軸部材 2906 は、ネジ山付き中央軸部材 2922 から遠位方向 (- D_P) に延在する。

20

【0225】

図 31 は、例示的なバルーン拡張型骨折修復デバイス 3100 を示す。デバイス 3100 は、外側構造部材 3102 を含み得る。外側構造部材 3102 は、構造ケージ 3104 と、柄 3106 と、デバイス保持部材 3108 とを含み得る。デバイス 3100 は、固着部材 3110 を含み得る。固着部材 3110 は、固着基材 3112 と、固着部材柄 3114 と、デバイス保持部材 3116 とを含み得る。

【0226】

構造ケージ 3104 および固着基材 3112 は、それぞれデバイス保持部材 3108 および 3116 を使用して、骨の髄内空間の中で、収縮状態で配置され得る。デバイス保持部材は、相互に対して縦方向に構造ケージ 3104 および基材 3112 を配置するために使用され得る。

30

【0227】

バルーン 3118 は、固着基材 3112 の内側に存在し得る。カテーテル 3120 は、固着基材 3112 の膨張のために適切なガス圧を提供し得る。

【0228】

膜 3130 は、外側構造部材 3102 の周囲に存在し得る。膜 3130 は、デバイス 3130 を実質的に完全に覆い得る。膜 3130 は、デバイス 3100 の外部または内部の上、またはデバイス 3100 の説明された要素の間に配置され得る。

【0229】

膜 3130 は、弾性材料を含み得る。膜 3130 は、非弾性材料を含み得る。膜 3130 は、織物ポリエステル、EPTFE フィルム、PET バルーン、シリコンフィルム、ポリウレタンフィルム、フィルム形態で産生され得る任意の好適な材料、組織成長を阻害し得る任意の好適な材料、任意の好適な生体適合性、生分解性および/または生体吸収性材料、および任意の他の好適な材料を含み得る。

40

【0230】

膜 3130 は、デバイス 100 の中への骨成長を阻害することによって、デバイス 100 の除去を容易にし得る。いくつかの実施形態では、膜 3130 は、デバイス 3100 の格子間空間の中の組織の成長を阻害し得る。

【0231】

いくつかの実施形態では、膜 3130 は、骨セメント等の、デバイス 3100 に関連し

50

て使用され得る材料の送達または再捕捉を容易にし得る。

【0232】

膜3130は、構造的にデバイス3100に統合され得る。膜3130は、補助または付属構成要素としてデバイス3100とともに使用されるように構成され得る。構成要素は、骨折修復に必要なに応じて使用され得る。

【0233】

いくつかの実施形態では、膜3130は、構造ケージ3104を拡張するために使用され得る。いくつかの実施形態では、膜3130は、固着基材3112を拡張するために使用され得る。そのような実施形態では、膜3130は、構造ケージ3104および/または固着基材3112から着脱可能であり得る。次いで、膜3130は、髄内空間ISに埋め込まれたままであり得る。

10

【0234】

いくつかの実施形態では、膜3130は、デバイス3100の他の要素とは無関係に除去可能であり得る。

【0235】

膜3130は、作用物質を含み得る。作用物質は、膜3130に含浸させられ得る。作用物質は、膜3130上の被覆として存在し得る。作用物質は、骨成長推進作用物質、骨成長阻害または禁止作用物質、薬剤溶出作用物質、または任意の他の好適な作用物質を提供し得る。

【0236】

20

図32は、デバイス3100の線32-32に沿って得られた断面図を示す。図32は、固着基材3112に進入するカテーテル3120を示す。バルーン3118は、カテーテル3120のポート3122から充填され得る。固着基材の輪郭3124は、材料および構造（または両方）によって事前決定され得る。

【0237】

図33は、例示的な固着部材3300を示す。固着部材3300は、デバイス3100（図31に示される）等のデバイスで使用されてもよく、固着部材3110に対応し得る。固着部材3300は、遠位リング3302と、固着基材3304と、柄3306と、デバイス保持部材3308とを含み得る。

【0238】

30

いくつかの実施形態では、固着部材200を拡張するために、3118（図31に示される）等のバルーンが固着部材3300の内側に挿入され得る。いくつかの実施形態では、デバイス3300は、自己拡張式であり得る。

【0239】

カラー3302は、実質的に固定された半径を有し、拡張しなくてもよい。カラー3302は、リング3303を含み得る。リング3303は、リング3303が軸LDに対して部分的または実質的に垂直である、入れ子構成で配設され得る。リング3303は、軸LDと同軸上にあり得る。そのような構成では、リング3303は、124（図1に示される）等の中央軸部材および/または105（図1に示される）等の構造ケージへの連結を容易にし得る。

40

【0240】

バルーンが拡張のために使用される場合、バルーンは、柄3306の半径がバルーンの拡張中に実質的に同じままであるように、柄3306から離れた十分な遠位距離を置いて位置し得る。

【0241】

固着基材3304は、拡張バンド3310を含み得る。拡張バンド3310は、拡張するバルーンからの半径方向外向き（方向RD）の応力下で、方向CDおよび-CDに沿って変形し得る、3312等の拡張セルを含む。バンド3310は、その円周に沿っていくつかの拡張セルを有する。3310等のバンドの円周に沿った拡張セルの数は、セル密度と呼ばれる。

50

【 0 2 4 2 】

縦方向圧縮に対して比較的拡張可能であるセル群は、高い「拡張比」を有すると見なされ得る。縦方向圧縮に対して比較的拡張不可能であるセル群は、低い「拡張比」を有すると見なされ得る。セル密度、セル形状、セル「脚部」（セルを他のセルまたは材料から分離する、セルに隣接する材料）（または「支柱」）の長さ、セル脚部の厚さ、および他の好適なパラメータの変動が、拡張比を変動させるために利用され得る。

【 0 2 4 3 】

固着基材 3 3 0 4 は、拡張バンド 3 3 1 4 を含み得る。拡張バンド 3 3 1 4 は、バンド 3 3 1 0 のセル密度よりも大きいセル密度を有する。バルーンからの外向き半径方向力を受けると、したがって、拡張バンド 3 3 1 4 は、拡張バンド 3 3 1 0 が拡張するよりも半径方向 R_D に大きく拡張する。拡張バンド 3 3 1 6 は、拡張バンド 3 3 1 4 と同じセル密度を有する。拡張バンド 3 3 1 8 は、最大セル密度を有し、したがって、他の拡張バンドよりも大きく半径方向 R_D に拡張し得る。

10

【 0 2 4 4 】

縦固着基材 3 3 4 0 に沿ったセル密度の縦方向の変動は、変動する半径方向拡張をもたらし得る。セル密度、バンド幅（バンド 3 3 1 6 の幅 3 3 1 8 等）および軸 L_D に沿ったバンド位置は、1 0 5（図 1 に示される）等の支持ケージまたは IS（図 1 に示される）等の髄内空間に所望の方法で一致する、固着基材 3 3 0 4 の拡張輪郭を提供するように選択され得る。セル密度の（方向 C_D への）円周方向変動は、円周方向に変動する拡張半径を提供し得る。そのような変動は、上腕骨の端等において、非対称の髄内空洞に対応するか、または輪郭を合わせる、固着基材を提供するために使用され得る。

20

【 0 2 4 5 】

図 3 4 は、本発明の原理による骨折修復デバイスの例示的な固着基材 3 4 0 2 を示す。固着基材 3 4 0 2 は、フランジ 3 4 0 6 によって遠位端 3 4 0 4 において支持され得る。固着基材 3 4 0 2 は、フランジ 3 4 1 0 によって近位端 3 4 0 8 において支持され得る。中央軸部材 3 4 1 2 は、フランジ 3 4 0 6 に縦方向に固定され得る。フランジ 3 4 1 0 は、中央軸部材 3 4 1 2 に対して実質的に自由に並進し得る。これは、固着基材 3 4 0 2 が半径方向 R_D に拡張することができるように、フランジの間の距離 T が減少することを可能にする。

【 0 2 4 6 】

デバイス 3 4 0 0 は、自己拡張式であり得る。固着基材 3 4 0 2 は、編組メッシュを含み得る。いくつかの実施形態では、デバイス 3 4 0 0 は、複数の固着基材を含み得る。

30

【 0 2 4 7 】

図 3 5 は、フランジ 3 4 0 6 および 3 4 1 0 の間の拡張状態の固着基材 3 4 1 4 を示す。フランジ 3 4 1 0 は、中央軸部材 3 4 1 2 の上方へ遠位に動かされている。固着基材 3 4 1 4 は、固着基材 3 4 0 2（図 3 4 に示される）に対応するが、縦方向に変動するセル密度を有してもよく、したがって、固着基材 3 4 0 2 が拡張できるよりも大きい半径に拡張し得る。

【 0 2 4 8 】

アンカがアンカ基材 3 4 1 4 に取り付けられた後、フランジ 3 4 1 0 は、基材の直径を縮小し、取り付けられたアンカ要素に引張力を作用させるために、近位に引かれ得る。そのような直径縮小中、固着基材 3 4 1 4 におけるセルの形状が変化し得る。例えば、セルは、拡張状態においてほぼ正方形であり得る。収縮（または比較的収縮した）状態では、セルは、ダイヤモンド形または台形であり得る。形状は、固着基材 3 4 1 4 の間の係合の強度を増加させ得る。形状は、アンカを固着基材 3 4 1 4 に効果的に係止し得る。

40

【 0 2 4 9 】

図 3 6 は、本発明の原理による、骨折修復デバイスの例示的な固着基材 3 6 0 0 を示す。固着基材 3 6 0 0 は、中央軸部材（図示せず）に取り付けられ得る。固着基材 3 6 0 0 は、中央軸部材の長さに沿って、中央軸部材に溶接され、圧着され、織られ、または他の方法で取り付けられ得る。例えば、半径方向内側の部分 3 6 0 2 が、中央軸部材に取り付

50

けられ得る。

【0250】

いくつかの実施形態では、固着基材3600は、その遠位および近位端において124（図1に示される）等の中央部材に、その長さに沿って105（図1に示される）等の構造ケージに、取り付けられ得る。この種類の取付は、ケージと中央部材との間の相対回転を介して、巻き付きまたは折り畳みを容易にし得る。いくつかの実施形態では、固着基材3600は、105（図1に示される）等の構造ケージ内に存在し得るが、構造ケージに取り付けられないか、または連結されなくてもよい。

【0251】

固着基材3600は、襷3603を保持するように十分な弾性を有し得る。表面3604および半径方向外側の部分3606は、105（図1に示される）等の支持ケージに骨分節を押し付ける、アンカに係合し得る。固着基材3600は、アンカを受容する表面3604の有用性を増加させるために、2次襷3608を含み得る。

【0252】

中央軸部材は、ほぼ中央軸部材に向かって方向-R_Dへアンカを内向きに引くために、方向-C_Dに回転させられ得る。中央軸部材は、骨分節に縦方向力を近位に作用させるために引かれ得る。

【0253】

図37は、本発明の原理による、骨折修復デバイスの例示的な固着基材3700を示す。固着基材3700は、固着基材3600（図36に示される）のために、構築され、中央軸部材に取付けられ、作動させられ得る。固着基材3700は、1次襷3702を含み得る。固着基材3700は、固着基材3600における3608等の2次襷を含まなくてもよい。

【0254】

いくつかの実施形態は、固着基材3600および/または105（図1に示される）等の構造ケージと絡み合わせられる、糸状要素を含み得る。糸状要素は、デバイス軸に向かって固着基材または構造ケージの複数部分を引くことを容易にするように、中央軸部材に接続され得る。いくつかの実施形態では、糸状要素は、送達器具によって中央軸部材を通して引っ張られ得る。

【0255】

図38は、本発明の原理による、骨折修復デバイスの例示的な固着基材3800を示す。固着基材3800は、中央軸部材（図示せず）に取り付けられ得る。固着基材3800は、中央軸部材の近位端付近で、中央軸部材に溶接され、圧着され、または他の方法で取り付けられ得る。例えば、半径方向内側および近位部分3802が、中央軸部材に取り付けられ得る。固着基材は、螺旋襷3803を保持するのに十分な弾性を有し得る。襷状表面3804は、105（図1に示される）等の支持ケージに骨分節を押し付ける、アンカに係合し得る。

【0256】

固着部材3800の遠位端3808は、3406（図35に示される）等のフランジに固定され得る。中央軸部材は、フランジに対して方向-C_Dに自由に回転し得る。中央軸部材がそのように回転させられると、螺旋襷3803を締め付け、ほぼ中央軸部材に向かって方向-R_Dへアンカを内向きに引き得る。中央軸部材は、骨分節に縦方向力を作用させるように近位に引かれ得る。

【0257】

図39は、本発明の原理による、骨折修復デバイスの例示的な固着基材3900を示す。固着基材は、積層された円盤状襷3902を含み得る。円盤状襷は、アコーディオンのような様式で縦方向および半径方向に拡張および収縮し得る。

【0258】

図40は、線40-40（図39に示される）に沿って見られるような断面で固着基材3900を示す。（例えば、フランジ3908における）近位端3904および遠位端3

10

20

30

40

50

906が相互に向かって縦方向に配置されると、固着基材3900は、縦方向に圧縮してもよく、円盤状襷3902は、方向 R_D に拡張し得る。(例えば、フランジ3908における)近位端3904と遠位端3906とが相互から離れて縦方向に配置されると、固着基材3900は、縦方向に延在してもよく、円盤状襷3902は、方向 $-R_D$ に収縮し得る。

【0259】

縦方向拡張は、半径方向に圧縮した状態で固着基材を配備するために使用され得る。配備後、固着基材は、襷3902が半径方向 R_D に拡張するように、縦方向に圧縮され得る。次いで、アンカが、襷3902と係合され得る。次いで、アンカに半径方向内向きの力を作用させるために、固着基材3900が縦方向に延長され得る。次いで、近位端3904を引っ張ることによって、方向 DP への引張力がアンカに作用され得る。襷3902は、端3904が引っ張られた時に、襷軸 L_f がアンカと事前整合されるように、方向 $-D_p$ に角度 B で付勢され得る。

10

【0260】

近位部分3904は、124(図1Bに示される)等の中央軸部材の一部と同様であり得る、引張部材(図示せず)に取り付けられ得る。フランジ3908における遠位端3906は、引張デバイスが近位部分3904を引っ張ると、実質的に縦方向に静止したままとなる、デバイスの一部分に取付けられ得る。例えば、フランジ3908は、105(図1に示される)等の対応する支持ケージの遠位端に固定され得る。

【0261】

20

図41は、本発明の原理による、骨折修復デバイスの例示的な支持ケージ4100を示す。支持ケージ4100は、ハブ4102と、基部リング4104とを含み得る。螺旋支持部材4106は、ハブ4102と基部リング4104との間に延在する。中央軸部材(図示せず)は、デバイス軸 L_D に沿って延在し得る。中央軸部材は、ハブ4102に縦方向に固定される遠位端を有し得る。中央軸部材は、基部リング4104を通して延在し得る。基部リング4104は、中央軸部材に沿って動かされ得る。基部リング4104がハブ4102から離れるように動かされると、螺旋支持部材4106は、縦方向に延在し、真っ直ぐになり得る。螺旋支持部材4106が真っ直ぐになると、リング4104が回転し得る。

【0262】

30

支持ケージ4100の縦方向拡張は、配備のために支持ケージ4100を構成し得る。支持ケージ4100の縦方向圧縮は、配備および骨分節アンカとの係合のために支持ケージ4100を構成し得る。いくつかの実施形態では、支持ケージ4100は、外部回転力の作用によって、拡張され、折り畳まれ得る。

【0263】

いくつかの実施形態では、支持ケージ4100は、自己拡張式であり得る。これらの実施形態では、支持ケージ4100は、縦方向に圧縮される弛緩状態を有し得る。支持ケージ4100は、配備のために縦方向に延長され得る。次いで、支持ケージ4100は、配備後にその弛緩状態に戻り得る。

【0264】

40

図42は、例示的な複合型支持ケージおよび固着基材4200を示す。複合型ケージ/基材4200は、支持部材4202を含み得る。支持部材4202は、 P_a 、 P_h 、および P_B (図1に示される)等の骨分節を支持し得る。複合型ケージ/基材4200は、114および116(図1に示される)等のアンカに係合するための基材部材4204を含み得る。基材部材4204は、支持部材4202によって支持され得る。基材部材4204および4202は、単一ユニットとして、半径方向に拡張および収縮し得る。

【0265】

複合型ケージ/基材4200は、柄4206と、デバイス保持部材4208とを含み得る。支持部材4202は、単層構造の基材部材4204と一体化し得る。基材部材4204は、112(図1に示される)等の固着基材に関して本明細書で説明される特徴を有し

50

得る。例えば、基材部材 4 2 0 4 は、アソカの噛合および保持を容易にするように形成され得る。複合型ケージ / 基材 4 2 0 0 は、単独で、または 4 2 0 0 のような他の複合型ケージ / 基材の層と連携して、あるいは、中央軸部材 2 5 0 2 (図 2 5 に示される)、中間部材 2 5 0 7 (図 2 5 に示される)、固着部材 3 3 0 0 (図 3 3 に示される)、および外側部材 2 5 1 4 (図 2 5 に示される) のような、本明細書で前述のデバイス等の他の構築物の層とともに使用され得る。

【 0 2 6 6 】

図 4 3 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 4 3 0 0 を示す。デバイス 4 3 0 0 は、固着基材 4 3 0 2 と、支持ケージ 4 3 0 4 とを含む。固着基材 4 3 0 2 は、支持ケージ 4 3 0 4 の半径方向外側にある。デバイス 4 3 0 0 は、遠位ハブ 4 3 0 6 を含み得る。遠位ハブ 4 3 0 6 は、中央軸部材 4 3 1 0 の近位端 4 3 0 8 に対する支持を提供し得る。近位基部 4 3 1 2 は、固着基材 4 3 0 2 および支持ケージ 4 3 0 4 の近位部分を支持し得る。中央軸部材 4 3 1 0 は、近位基部 4 3 1 2 を通過し得る。中央軸部材 4 3 1 0 は、デバイス保持部材 4 3 1 4 を支持し得る。

10

【 0 2 6 7 】

図 4 4 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 4 4 0 0 を示す。デバイス 4 4 0 0 は、構造ケージ 4 4 0 2 と、固着基材 4 4 0 4 とを含み得る。デバイス 4 4 0 0 は、中央軸部材 4 4 1 0 に沿って構造ケージ 4 4 0 2 の近位部分 4 4 0 8 を摺動させるためのブッシング 4 4 0 6 を含み得る。デバイス 4 4 0 0 は、中央軸部材 4 4 1 0 に沿って固着基材 4 4 0 4 の近位部分 4 4 1 4 を摺動させるためのブッシング 4 4 1 2 を含み得る。ブッシングは、1 8 0 2 (図 1 8 に示される) 等のデバイス保持部材を支持し得る。デバイス保持部材は、デバイス 4 4 0 0 を拡張および収縮するために使用され得る。デバイス 4 4 0 の球形または球状の実施形態は、高い半径方向圧縮強度を提供し、形状に基づいて高い半径方向圧縮力を生成し得る。

20

【 0 2 6 8 】

図 4 5 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 4 5 0 0 を示す。デバイス 4 5 0 0 は、外側構造ケージ 4 5 0 8 の内側に、一連の実質的に球形または球状の構造ケージ 4 5 0 2、4 5 0 4、および 4 5 0 6 を含み得る。デバイス 4 5 0 0 は、所望の長さの列を作るために、所望されるだけ多くのケージを含み得る。いくつかの実施形態では、4 3 0 0 (図 4 3 に示される) のような固着基材が存在し得る。固着基材は、構造ケージ 4 5 0 8 の内側または外側に存在し得る。

30

【 0 2 6 9 】

いくつかの実施形態では、ケージは、部分的に球形であり得る。固着基材が、構造ケージのそれぞれの内側に存在する。デバイス 4 5 0 0 は、中央軸部材 4 5 1 8 に沿って、それぞれ、外側構造ケージ 4 5 0 8 の近位端 4 5 1 6 および列の近位端 4 5 1 4 を配置するためのブッシング 4 5 1 0 および 4 5 1 2 を含み得る。中央軸部材 4 5 1 8 は、外側構造ケージハブ 4 5 2 0 において堅く固定され得る。構造ケージ 4 5 0 2、4 5 0 4、および 4 5 0 6、外側構造ケージ 4 5 0 8、ならびに固着基材は、中央軸部材 4 5 1 8 に沿ってブッシング 4 5 1 0 および 4 5 1 2 を摺動させることによって拡張および収縮され得る。

40

【 0 2 7 0 】

図 4 6 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 4 6 0 0 を示す。デバイス 4 6 0 0 は、図 4 5 に示される線 4 6 - 4 6 に沿ったデバイス 4 5 0 0 の図と同様の図で、長骨 B_L の中に示されている。デバイス 4 6 0 0 は、外側構造ケージ 4 6 0 8 の内側に、一連の実質的に球形の構造ケージ 4 6 0 2、4 6 0 4、および 4 6 0 6 を含み得る。デバイス 4 6 0 0 は、骨折 F_L を横断し得る。

【 0 2 7 1 】

固着基材が、構造ケージ 4 6 0 2、4 6 0 4、および 4 6 0 6 のそれぞれの内側に存在し得る。デバイス 4 6 0 0 は、デバイス保持部材 4 6 1 0 を含み得る。デバイス保持部材 4 6 1 0 は、中央軸部材 4 6 1 2 に対して摺動するように構成され得る。中央軸部材 4 6 1 2 は、デバイス再捕捉部材 4 6 1 4 において近位に終端し得る。中央軸部材 4 6 1 2 は

50

、中央軸部材 4 6 1 2 が強く固定され得る、外側構造ケージハブ 4 6 1 6 において、遠位に終端し得る。

【 0 2 7 2 】

構造ケージ 4 6 0 2、4 6 0 4、および 4 6 0 6、外側構造ケージ 4 6 0 8、ならびに固着基材は、デバイス再捕捉部材 4 6 1 4 に対してデバイス保持部材 4 6 1 0 を摺動させることによって拡張および収縮され得る。拡張状態でデバイス 4 6 0 0 を保持するために、ラチェット型ブッシング 4 6 1 8 が存在し得る。デバイス 4 6 0 0 が拡張された後、アンカ 4 6 2 0、4 6 2 2、および 4 6 2 4 が、固着基材に係合するように、骨分節 B_{L1} および B_{L2} を通して挿入され得る。

【 0 2 7 3 】

最初に、アンカ 4 6 2 0 および 4 6 2 2 を挿入し、骨分節 B_{L2} に対して近位方向 D_P にデバイス 4 6 0 0 を引き、その後、アンカ 4 6 2 4 を挿入することによって、圧縮牽引力が骨折 F_L に作用され得る。

【 0 2 7 4 】

図 4 7 は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス 4 7 0 0 を示す。デバイス 4 7 は、長骨 B_L の髄内空間 I_S の中に配備されて示されている。デバイス 4 7 は、骨折 F_L を架橋する。デバイス 4 7 は、構造ケージ 4 7 0 2 を含み得る。デバイス 4 7 は、固着基材 4 7 0 4 を含み得る。構造ケージ 4 7 0 2 は、髄内空間 I_S の中に配備され得る。構造ケージ 4 7 0 2 は、骨分節 B_{L1} および B_{L2} に半径方向外向きの支持を提供し得る。固着基材 4 7 0 4 は、構造ケージ 4 7 0 2 内に配備され得る。

【 0 2 7 5 】

固着基材 4 7 0 4 は、構造ケージ 4 7 0 2 に対して骨分節 B_{L1} および B_{L2} を安定させるために、アンカ 4 7 0 6、4 7 0 8、4 7 1 0、および 4 7 1 2 によって係合され得る。最初に、アンカ 4 7 0 6 および 4 7 0 8 を挿入し、骨分節 B_{L2} に対して近位方向 D_P にデバイス 4 7 0 0 を引き、その後、アンカ 4 7 1 0 および 4 7 1 2 を挿入することによって、圧縮牽引力が骨折 F_L に作用され得る。

【 0 2 7 6 】

デバイス 4 7 0 0 は、実質的開放端を伴って示されている。いくつかの実施形態では、デバイス 4 7 0 0 は、本明細書で示され、説明されるように、ハブまたは基部において終端する端を有し得る。デバイス 4 7 0 0 は、示されるように、または本明細書で示され、説明される他のデバイスと併せて、使用され得る。

【 0 2 7 7 】

図 4 8 は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的なアンカ 4 8 0 0 を示す。アンカ 4 8 0 0 は、細長い部材 4 8 0 2 と、先頭 4 8 0 4 と、タブ 4 8 0 6 とを含み得る。アンカ 4 8 0 0 は、トルク、軸圧力、または両方を使用して、配備され得る。細長い部材 4 8 0 2 は、骨分節を通して挿入され得る。タブ 4 8 0 6 は、アンカ 4 8 0 0 が骨分節を通して挿入されると、タブ 4 8 0 6 が細長い部材 4 8 0 2 の外面と実質的に同じ高さに位置するように、弾性変形可能であり得る。

【 0 2 7 8 】

端部 4 8 0 8 は、1 1 2 (図 1 に示される) 等の固着基材におけるセルを通過し得る。タブ 4 8 0 6 のうちの 1 つ以上は、固着基材に係合し、アンカ 4 8 0 0 が固着基材から係脱されることを防止し得る。タブ 4 8 0 6 は、アンカ 4 8 0 0 が固着基材を貫通すると、細長い部材 4 8 0 2 の外面と実質的に同じ高さに位置するように偏向し得る。

【 0 2 7 9 】

いくつかの実施形態では、タブ 4 8 0 6 は、タブ 4 8 0 6 が細長い部材 4 8 0 2 の外面と実質的に同じ高さに位置し得る、配備前状態を有し得る。タブ 4 8 0 6 は、アンカ 4 8 0 0 が骨および固着基材を通して挿入された後に配備され得る。タブ 4 8 0 6 は、細長い部材 4 8 0 2 の管腔にアクチュエータシャフト (図示せず) を挿入することによって、配備され得る。アクチュエータシャフトは、タブ 4 8 0 6 を半径方向外向きに押し得る。

【 0 2 8 0 】

10

20

30

40

50

タブ４８０６は、アンカ４８００の管腔の中に延在する延長部（図示せず）を含み得る。延長部は、タブの「平面」から離れるように延在し得る。延長部は、アクチュエータシャフトが管腔の下方へ駆動され、延長部に接触すると、タブの配備を容易にし得る。

【０２８１】

細長い部材４８０２は、管の金属材料から構築され得る。タブ４８０６は、管から穿孔またはレーザ切断され得る。先頭４８０４は、細長い部材４８０２に溶接され得る。先頭４８０４は、ドライバ受容部４８０４を含み得る。管の金属材料の直径は、固着材料のセルの直径に対応し、（タブ４８０６と固着基材との間の）干渉を最大化するように、選択され得る。そのような選択は、アンカの好適な保持を提供し得る。

【０２８２】

図４９は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的なアンカ４９００を示す。アンカ４９００は、細長い部材４９０２と、先頭４９０４と、ネジ山分節４９０６とを含み得る。アンカ４９００は、トルク、軸圧力、または両方を使用して、配備され得る。細長い部材４９０２は、骨分節を通して挿入され得る。ネジ山分節４９０６は、骨分節への挿入および固着基材との係合を容易にするために、弾性的に変形可能であり得る。ネジ山分節４９０６のパラメータは、固着基材との係合のために選択され得る。パラメータは、内径、外径、ピッチ、および任意の他の好適なパラメータを含み得る。

【０２８３】

ネジ山分節４９０６は、円周面４９０８と、対応する円周係止面４９１０とを含み得る。円周係止面４９１０は、固着基材の中に引っ掛かり、アンカ４９００が固着基材からねじって外れることを防止し得る。

【０２８４】

図５０は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的なアンカ５０００を示す。アンカ５０００は、細長い部材５００２と、先頭５００４と、ネジ山分節５００６とを含み得る。ネジ山分節５００６は、ネジ山分節４９０６（図４９に示される）の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。例えば、ネジ山分節５００６は、円周面５００８と、対応する円周係止面５０１０とを含み得る。円周係止面５０１０は、固着基材の中に引っ掛かり、アンカ５０００が固着基材からねじって外れることを防止し得る。

【０２８５】

アンカ５０００は、トルク、軸圧力、または両方を使用して、配備され得る。

【０２８６】

アンカ５０００は、関節動作キャッチ５０１２を含み得る。関節動作キャッチ５０１２は、非配備状態で、細長い部材５００２の管腔５０１４の中に存在し得る。ロッド５０１４は、管腔５０１４の中に押圧されてもよく、キャッチ５０１２の脚部５０１８を押し得る。脚部５０１８は、細長い部材５００２のポート５０２２からヒンジを５０２０押し出し得る。対応するキャッチ５０２４は、同様に配備され得る。脚部５０１８および５０２６は、キャッチ５０１２および５０２４の配備後に固着基材の中に引っ掛かり得る。したがって、アンカ５０００は、固着基材に係止され得る。

【０２８７】

図５１は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的なアンカ５１００を示す。アンカ５１００は、螺旋部材５１０２と、先頭５１０４と、切り込み５１０６とを含み得る。アンカ５１００は、トルク、軸圧力、または両方を使用して、配備され得る。

【０２８８】

細長い部材５１０２は、骨分節を通して挿入され得る。骨分節のパイロット穴は、螺旋部材５１０２の直径 d に対応する直径を有し得る。したがって、螺旋部材５１０２は、大幅な回転なしで骨分節を通過し得る。いくつかの実施形態では、骨のアンカアクセス穴を、アンカ５１００に対して作製することができる。アンカアクセス穴は、細長い部材５１

10

20

30

40

50

02の直径 d' と同じくらい小さく、細長い部材5102が穴を通して螺旋状に螺合されることを可能にするのに十分大きい直径を有し得る。

【0289】

次いで、先端5108が固着基材に係合し得る。次いで、アンカ5100の回転が、固着基材の中へ比較的深くアンカ5100を駆動し得る。切り込み5106は、固着基材の中に引っ掛かり、アンカ5100が固着基材との係合から回転して外れることを防止し得る。所望であれば、アンカ5100を固着基材との係止関係に駆動する前に、アンカ5100が固着基材から後退して出され得るように、切り込みなしで端部分5110が提供され得る。

【0290】

10

図52は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的なアンカ5200を示す。アンカ5200は、細長い部材5202と、先頭5204と、キャッチ5206とを含み得る。キャッチ5206は、ピン5208によって支持され、ピン5208の周りを回転可能であり得る。キャッチ5206は、非配備状態において、細長い部材5202のスロット5210の中に存在するか、または部分的に存在し得る。例えば、キャッチ5206は、先端5212がスロット5210の中へ回転し、先端5214が細長い部材5202を越えて延在する位置へと回転するように、方向 m に回転し得る。

【0291】

そのような構成では、細長い部材5202は、骨分節を通して挿入され得る。次いで、先端5214は、固着基材の一部分を横断し得る。横断後、先端5214は、アンカ5200が図52に示された構成に戻るように、 $-m$ 方向に回転し得る。キャッチ5206の全長は、固着基材におけるセルの直径を超え得る。したがって、アンカ5200は、固着基材に係止され得る。

20

【0292】

いくつかの実施形態では、ネジアクチュエータ5216が、細長い部材5202の穴5218の中に存在し得る。ネジアクチュエータ5216は、穴にねじ込まれ得る。この動作は、アンカ5200の有効長を縮小し、したがって、アンカ基材へと骨分節を引っ張り得る。いくつかの実施形態では、ネジアクチュエータ5216の先端（図示せず）は、スロット5210から外へ先端5212を偏向させ、キャッチ5206を回転させ得る。先端5212は、ネジアクチュエータ5216の先端による偏向を容易にするように勾配付きであり得る。

30

【0293】

図53は、配備され、デバイス100（図1にも示される）の固着基材112に係合された、アンカ5200を示す。したがって、アンカ5200は、骨分節 P_a および P_h を固着基材112に締結する。

【0294】

図54は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス5400を示す。デバイス5400は、骨 B に埋め込まれる。ワイヤ5402は、ループ5406を形成するように、骨分節 P_a 、固着基材5404、および骨分節 P_B を通して穿孔された穴を通過する。ワイヤ5402の端は、骨部分 P_a 、 P_h 、および P_B を相互に固定するように、相互に締結され得る。

40

【0295】

図55は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス5500を示す。デバイス5500は、配備され、上腕骨 B_H に係合されて示されている。支持部材5502は、概して、骨 B_H の中の髄内空間 I_S の輪郭に一致する。固着基材は、アンカ5504および5506に、方向 D_p の引張力を作用させる。近位アンカ5508は、引張力を保持する。

【0296】

拡張式円筒形アンカ5510は、構造ケージ基部5512の周りに同軸上に存在する。アンカ5510は、軸 L_D に沿って圧縮されると、半径方向に拡張し得る。アンカ551

50

0が拡張すると、円周方向ブレード5514が骨 B_H の中へ半径方向に延在する。アンカ5510は、構造ケージ基部5512上の位置で遠位端5516を縦方向に固定し、近位端5518を遠位に押すことによって、圧縮され得る。アンカ5510が縦方向に延在することを防止するために、戻り止め（図示せず）が提供され得る。圧縮状態で係止されると、アンカ5510は、骨 B_H に切り込み、デバイス5500またはその複数部分を縦方向に係止する。アンカ5510は、拘束から解放された時に、自己拡張式であり得る。アンカ5510は、骨との係合を促進するために、拡張中に回転させられ得る。

【0297】

拡張式円筒形アンカ5522は、固着基材5530に直接接続されて示されている。アンカ5522は、所望の引張力がデバイス5500において得られた後に、係止され得る。拡張式円筒形アンカ5522は、拡張式円筒形アンカ5510の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。

10

【0298】

図56Aは、本発明の原理に従って使用され得る、例示的な拡張式アンカ5600を示す。アンカ5600は、アンカ5510（図55に示される）の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。アンカ5600は、管から切断され得る。軸 L_D に沿った圧縮は、リビングヒンジ5604の関節動作を引き起こす。関節動作は、ブレード5602を軸 L_D から離れるように半径方向に延在させる。アンカ5600は、自己拡張式であり得る。

【0299】

図56Bは、方向56B-56B（図56Aに示される）からのアンカ5600の図を示す。図56Cは、方向56C-56C（図56Aに示される）からのアンカ5600の図を示す。

20

【0300】

図57Aは、発明の原理に従って使用され得る、例示的な拡張式アンカ5700を示す。螺旋アンカ5700は、アンカ5510（図55に示される）の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。軸 L_D に沿った圧縮は、リビングヒンジ5704の関節動作を引き起こす。関節動作は、ブレード5702を軸 L_D から離れるように半径方向に延在させる。アンカ5700は、自己拡張式であり得る。

【0301】

図57Bは、方向57B-57B（図57Aに示される）からのアンカ5700の図を示す。図57Cは、方向57C-57C（図57Aに示される）からのアンカ5700の図を示す。

30

【0302】

螺旋アンカ5700が周辺の骨に対して回転させられると、ブレード5702の螺旋形態のため、ネジのように動き得る。螺旋アンカ5700が同時に圧縮され、回転させられると、アンカ5700が骨の中に係合されている間に、ブレード5702は骨材料を切り開き得る。骨材料を切り開くことにより、骨のフープ応力を低減し得る。

【0303】

図58は、大腿骨 B_F の中における発明の原理による例示的な骨折修復デバイス5800を示す。デバイス5800は、構造ケージ5802と、固着基材5804とを含む。アンカ5806は、大腿骨 B_F の複数部分（個々の骨分節、図示せず）を固着基材5804に締結する。構造ケージ5800は、近位アンカ5810を受容するように構成され得る、ケージ基部5808を含み得る。近位アンカ5810は、中央軸部材5812に引張力を作用させ得る。近位アンカ5810は、固着基材5804に引張力を作用させ得る。

40

【0304】

デバイス5800が、所望の配備配向および位置に近い、配向および位置で送達され得るように、デバイス5800は、骨 B_F 上の部位近傍点5814において挿入され得る。

【0305】

バットレスプレート5816が、骨 B_F に隣接して存在し得る。バットレスプレート5816は、アンカ5806および5814に安定性を提供し得る。バットレスプレート5

50

８１６は、アンカ５８０６および５８１４から骨Ｂ_Fの異なる部分へ力を分配し得る。バットレスプレート５８１６は、骨折を固定するのに適切なだけの数のアンカ５８０６に適合し得る。バットレスプレート５８１６は、バットレスプレート５８１６に対して所望の角度でデバイス５８００を係止するように、特別に構築された噛合特徴を有し得る。

【０３０６】

図５９は、上腕骨Ｂ_Hの中の発明の原理による例示的な骨折修復デバイス５９００を示す。いくつかの実施形態では、デバイス５９００は、単一のアクセス穴（図示せず）を通して完全に送達され、配備され得る。デバイス５９００は、構造ケージ５９０２を含む。構造ケージ５９０２は、骨分節Ｐ、Ｐ_１、およびＰ_２に対する外向きの半径方向および縦方向支持を提供し得る。

10

【０３０７】

アンカは、操縦可能なカテーテルによって、骨Ｂ_Hの中へ、かつ１０８（図１で示される）等のケージ基部を通して送達され得る。テザー５９０４および５９０６は、それぞれ骨分節Ｐ_１およびＰ_２に、半径方向内向きおよび近位の引張力を作用させ得る。テザーは、デバイス５９００の近位にあるアクセス穴（図示せず）を通して、上腕骨Ｂ_Hの中へ送達され得る。デバイス５９００は、固着基材を含まなくてもよい。

【０３０８】

Tバーアンカ５９０８は、テザー５９０４を骨分節Ｐ_１に固着し得る。Tバーアンカ５９０８は、アンカ５２００（図５２に示される）の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。ネジ型アンカ５９１０は、テザー５９０６を骨分節Ｐ_２に固着し得る。

20

【０３０９】

テザーは、広口状支持管５９１２を通して送達され得る。広口状支持管５９１２は、一方向クリート５９１４を含み得る。テザーは、骨分節に引張力を作用させるように、近位方向Ｐ_dに引かれ得る。一方向クリート５９１４は、引張力の解放を防止し得る。

【０３１０】

図６０は、上腕骨Ｂ_Hの中の発明の原理による例示的な骨折修復デバイス６０００を示す。デバイス６０００は、構造ケージ６００２を含む。構造ケージ６００２は、骨分節Ｐ、Ｐ_１、およびＰ_２に対する半径方向外向きおよび縦方向の支持を提供し得る。構造ケージ６００２および固着基材６００４。アンカ６００６、６００８、および６０１０は、操縦可能なカテーテルによって、ケージ基部６０１２を通して、かつ固着基材６００４の内部の中へ送達され得る。次いで、アンカは、骨分節Ｐ_１およびＰ_２に挿入され得る。次いで、操縦可能なカテーテルは、引き出され得る。次いで、固着基材６００４は、本明細書で示され、説明されるアプローチ、または他の好適な方法を使用して、近位方向Ｄ_pに引かれ得る。方向Ｄ_pに固着基材６００４を引くことにより、骨分節Ｐに対して骨分節Ｐ_１およびＰ_２を圧縮し得る。

30

【０３１１】

図６１は、骨Ｂの中における発明の原理による例示的な骨折修復デバイス６１００を示す。デバイス６１００は、橈骨茎状突起Ｓのアクセス穴６１０１を通して、骨Ｂの髄内空間Ｉ_Sに送達され得る。

【０３１２】

デバイス６１００は、構造ケージ６１０２と、固着基材６１０４と、中央軸部材６１０６とを含み得る。構造ケージ６１０２は、支持部材６１１０が強く接合する、ハブ６１０８を含み得る。ハブ６１０８は、デバイス保持部材６１１２を支持し得る。

40

【０３１３】

送達シース６１１４は、茎状突起Ｓを通した髄内空間へのアクセスを提供し得る。送達器具（図示せず）は、送達シース６１１４を通して延在し、デバイス６１００の配置および配備のためにデバイス保持部材６１１２に係合し得る。

【０３１４】

図６２は、本発明の原理による骨折修復デバイスに関連して使用することができる、例示的なプレート６２００を示す。プレート６２００は、アンカの通過のための複数の穴

50

202を含む。

【0315】

プレート6200は、骨分節、および骨の内側にある6300（図63に示される）等のデバイスを支持し得る。プレート6200は、骨の外面上の観血的手術手技中に使用され得る。プレート6200は、剛性または可撓性であり得る。プレート6200の形状は、骨の骨分節のうちのいくつかまたは全てを捕捉するために、選択され得る。

【0316】

図63は、本発明の原理による、例示的な骨折修復デバイス6300を示す。デバイス6300は、6200（図62に示される）等のプレートに関連して使用され得る。デバイス6300は、構造ケージ6302と、固着基材6304とを含み得る。螺旋アンカ6306等のアンカは、穴6202ならびに骨分節P_BおよびP_Aを通過させられ得る。アンカ6306は、アンカ5100（図51に示される）の特徴のうちのいくつかまたは全てを有し得る。アンカ6306は、固着基材6304の中に固着し、それに係止し得る。

10

【0317】

図64は、椎体Vの内側に配備されたデバイス4600（図46に示される）を示す。デバイス4600は、外向きの半径方向支持を提供する。デバイス4600は、アンカなしで椎体Vの中で使用され得る。

【0318】

図65は、近位上腕骨PHへのアクセスを提供するための例示的なシナリオを示す。導入器具6502は、近位上腕骨PHのアクセス穴を提供し得る。デバイス6504は、近位上腕骨PHの端付近に導入され、配置され、配備され、固着され得る。撮像デバイス6506は、近位上腕骨PHの解剖学的特徴およびデバイス6504の場所に関する視覚的情報を提供するために提供され得る。

20

【0319】

図66は、骨Bの開放骨折F_Hの中に、本発明の原理による例示的な骨折修復デバイス6600を配備するための例示的なシナリオを示す。デバイス6600は、構造ケージ6602と、固着基材6604と、中央軸部材6606とを含み得る。デバイス6600は、骨折F_Hを通して、骨Bの髄内空間に挿入され得る。デバイス6600は、収縮状態で挿入され得る。デバイス6600は、拡張状態で挿入され得る。

【0320】

30

図67は、本発明の原理による骨折修復デバイスとともに使用され得る、例示的な固着基材6700を示す。固着基材6700は、細長い部分6702を含み得る。細長い部分6702は、端部キャップ6704で終端され得る。細長い部分6702および端部キャップ6704の一方または両方は、6706穴を含み得る。穴6706は、定位置で骨分節を担持するように、アンカと係合され得る。

【0321】

固着基材6700は、図66に示されるような骨Bの骨折F_H等の開放骨折を有する骨を修復するために、使用され得る。固着基材6700は、拡張可能であり得る。固着基材は、非拡張可能であり得る。

【0322】

40

本明細書で説明される装置および方法は、例示的である。本発明の装置および方法は、例示的な装置の特徴のうちのいくつかまたは全て、および/または例示的な方法のステップのうちのいくつかまたは全てを有し得る。方法のステップは、本明細書で示され、説明される順序以外の順序で行われ得る。本発明のいくつかの実施形態は、例示的な方法に関連して示され、説明されるステップを省略し得る。本発明のいくつかの実施形態は、例示的な方法に関連して示されず、説明されていないステップを含み得る。

【0323】

本発明の原理によるプロセスは、図68に図示されたプロセスの1つ以上の特徴を含み得る。プロセスのいくつかのステップは、入院患者の設定において行われ得る。プロセスのいくつかのステップは、外来患者の設定において行われ得る。

50

【 0 3 2 4 】

図 6 8 は、骨折を修復するためのプロセス 6 8 0 0 の例示的なステップを示す。プロセス 6 8 0 0 は、ステップ 6 8 0 2 から開始し得る。ステップ 6 8 0 2 では、介護者が、骨折を暫定的に整復し得る。ステップ 6 8 0 4 では、介護者が、骨折した骨の中の髄内空洞へのアクセスを確立し得る。ステップ 6 8 0 6 では、介護者が、骨折した骨にカテーテルを挿入し得る。ステップ 6 8 0 8 では、介護者が、蛍光透視法（または任意の他の好適な撮像アプローチ）を使用して、カテーテルの配置を確認し得る。ステップ 6 8 1 0 では、介護者が、構造ケージ 1 0 5（図 1 に示される）等の構造支持体を配備し得る。ステップ 6 8 1 2 では、介護者が、固着基材 1 1 2（図 1 に示される）等の固着基材を配備し得る。ステップ 6 8 1 4 では、介護者が、骨分節および固着基材にアンカを挿入し得る。ステップ 6 8 1 5 では、介護者が、引張力を作用させ得る。引張力は、本明細書で示され、説明されるアプローチのうちのいずれかを使用して、アンカ、固着基材、構造支持体、または本明細書で示され、説明される装置のいずれかのうちの 1 つ以上に作用させられ得る。ステップ 6 8 1 6 では、介護者が、医療画像を使用して骨分節の場所を確認し得る。ステップ 6 8 1 8 では、介護者が、髄内空洞の中に挿入デバイスを係止し得る。ステップ 6 8 2 0 では、挿入デバイスが、デバイスを送達するために使用される送達システムから係脱され得る。

10

【 0 3 2 5 】

インプラント順序の異なる組み合わせがある。表 4 は、治療ステップの異なる例示的な順序を示す。他の治療ステップおよび異なる順序もまた、本発明の原理に従って実施され得る。

20

【 0 3 2 6 】

【表 4】

表 4. 例示的な骨折修復順序

例示的な順序 A	例示的な順序 B	例示的な順序 C
骨折を整復	アンカ	分節を操作
デバイスを導入	分節を操作	分節を係合
分節をデバイスに固着	分節を係合	固着
アセンブリを引張、 整復を終了	分節を引張	分節に引張力を提供
アセンブリを固着	分節を固着または固定	アセンブリを係止
アセンブリから係脱	係脱	さらなる適切なステップ
さらなる適切なステップ	さらなる適切なステップ	

30

含まれ得る多数の他のステップがある。本明細書で示され、説明される装置の異なる実施形態は、図 6 8 または表 4 に示されるか否かにかかわらず、プロセス 6 8 0 0 の異なるステップと併せて使用され得る。例えば、骨セメントが適用されてもよく、海綿状自家移植片が挿入されてもよく、局所用または内用抗生物質が投与されてもよく、任意の他の好適な治療法が使用され得る。

40

【 0 3 2 7 】

このように、骨折修復のための装置および方法を提供した。当業者であれば、限定よりもむしろ例示の目的で提示される、説明された実施形態以外によって、本発明をすることができると理解するであろう。本発明は、以下の特許請求の範囲のみによって限定される。

【図 1】

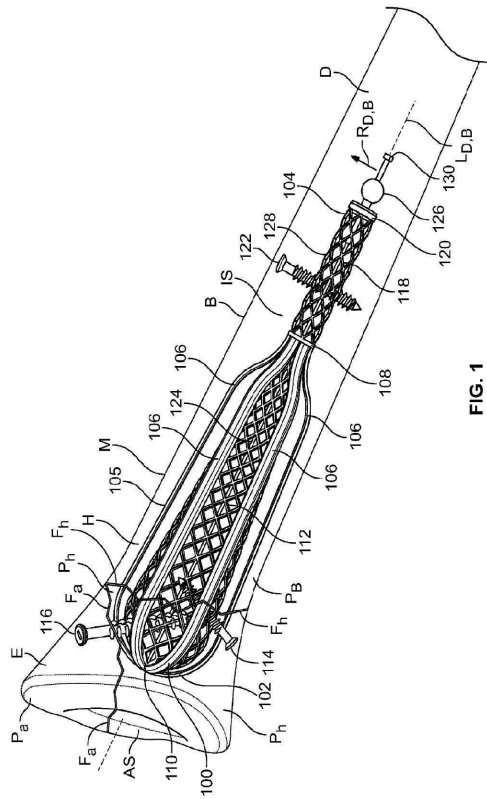


FIG. 1

【図 1 A】

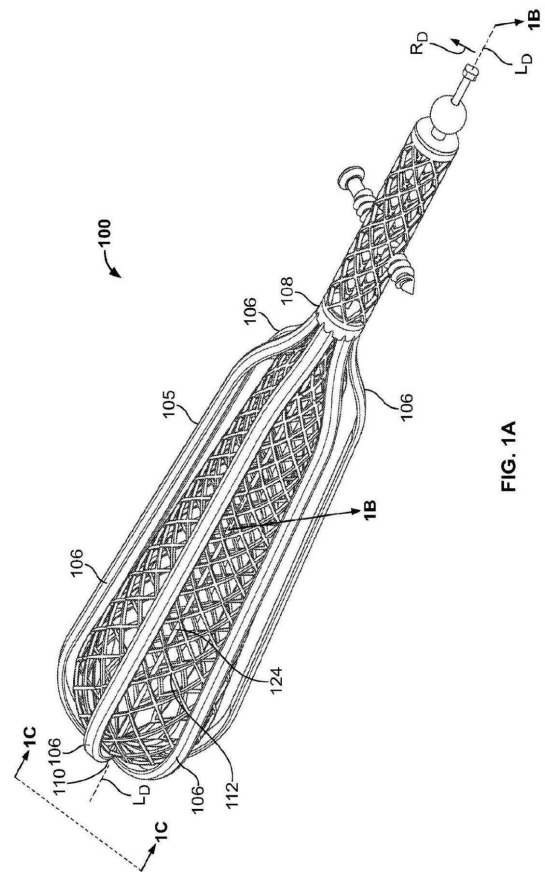


FIG. 1A

【図 1 B】

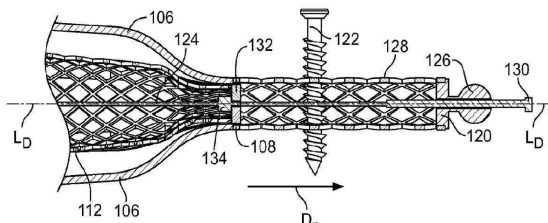


FIG. 1B

【図 1 C】

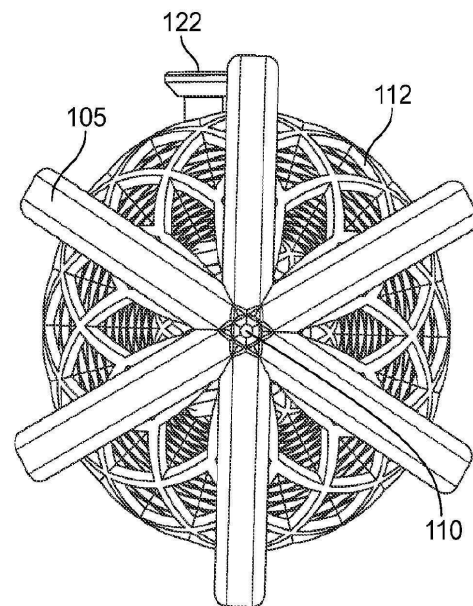


FIG. 1C

【図 2】

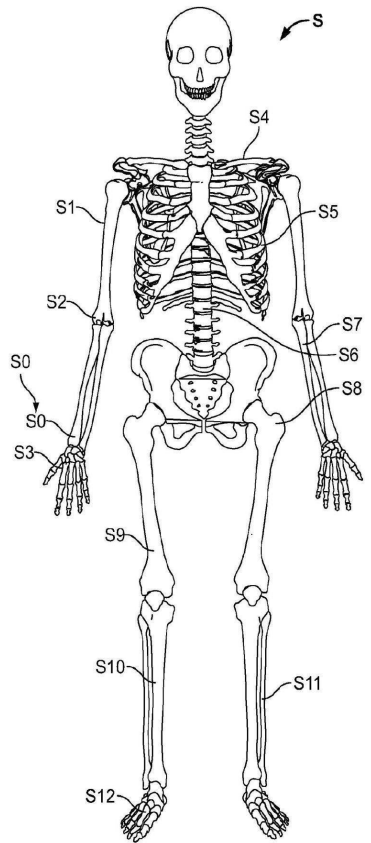


FIG. 2

【図 3】

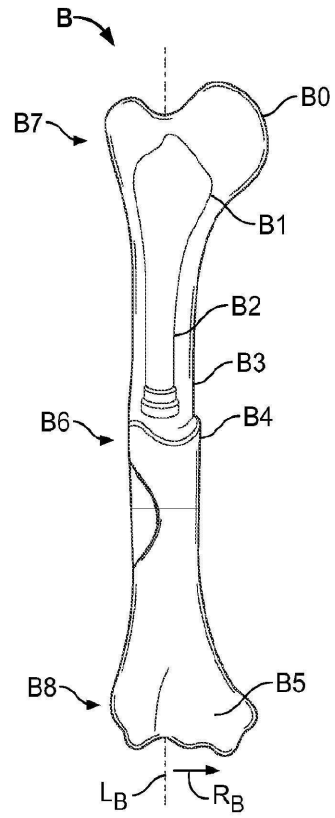


FIG. 3

【図 4】

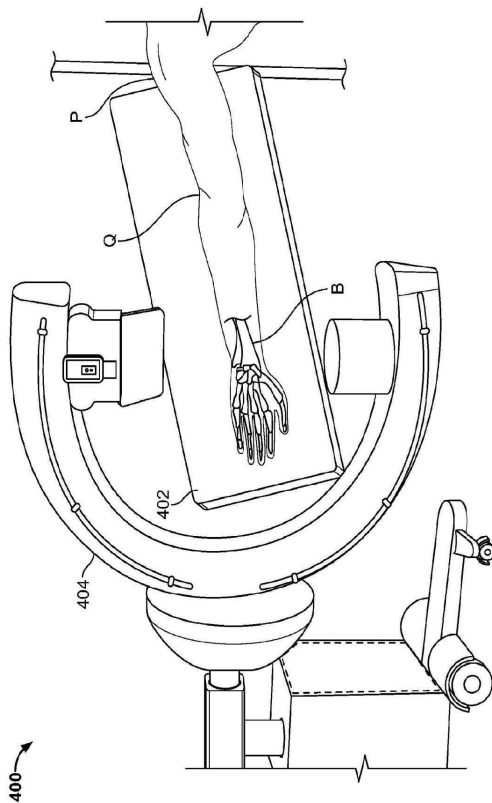


FIG. 4

【図 5】

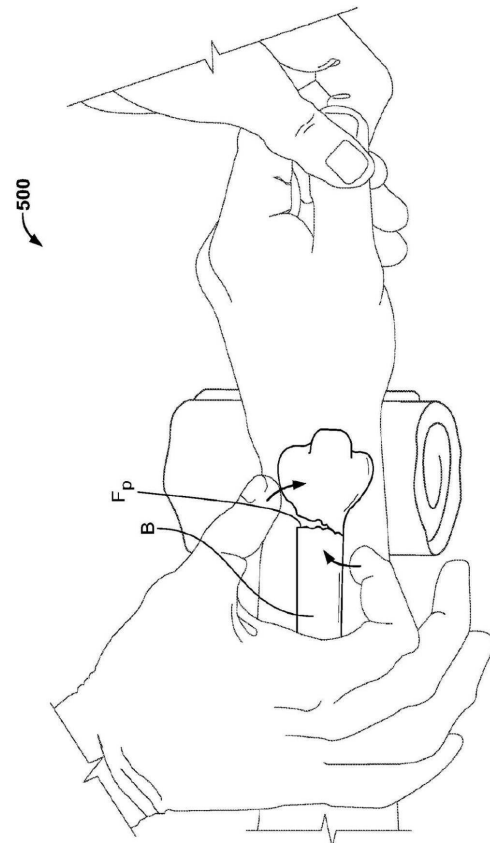


FIG. 5

【図 6】

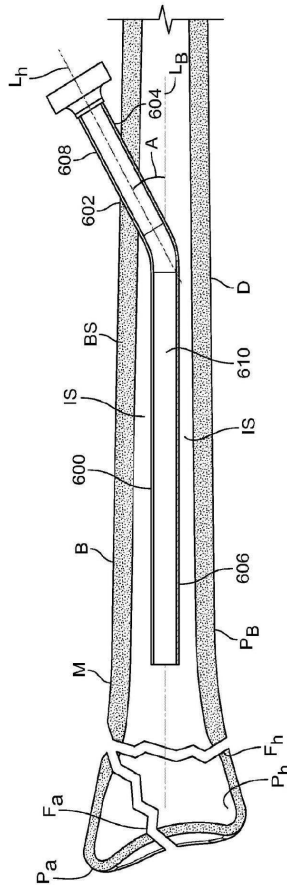


FIG. 6

【図 7】

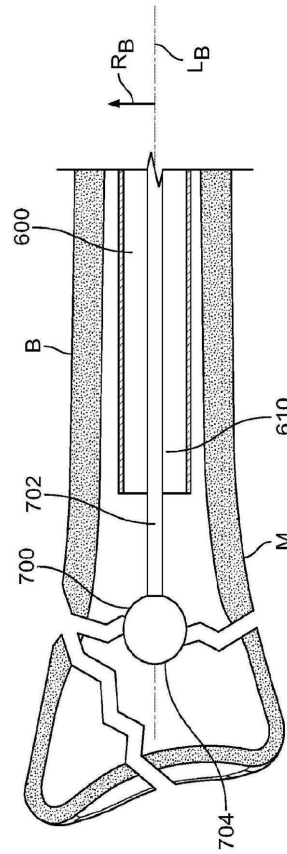


FIG. 7

【図 8】

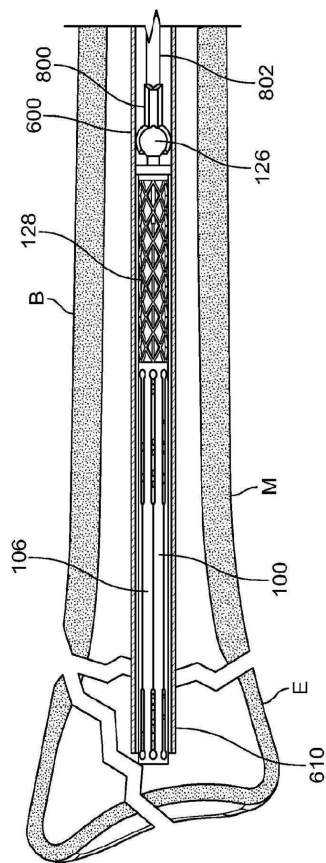


FIG. 8

【図 9】

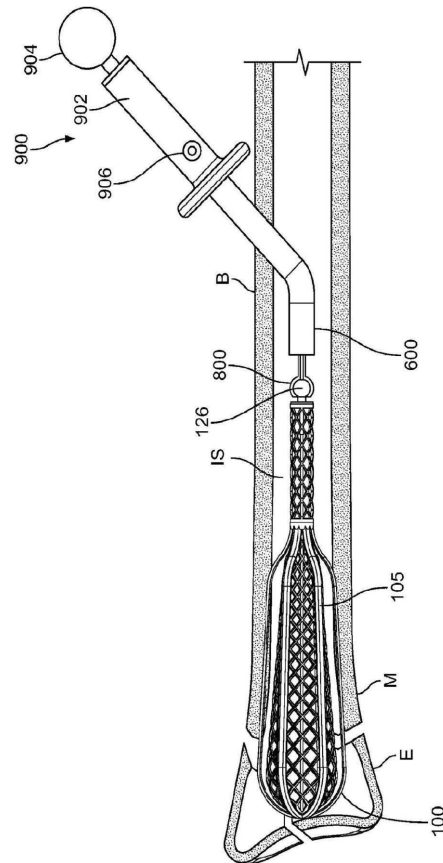


FIG. 9

【 図 1 0 】

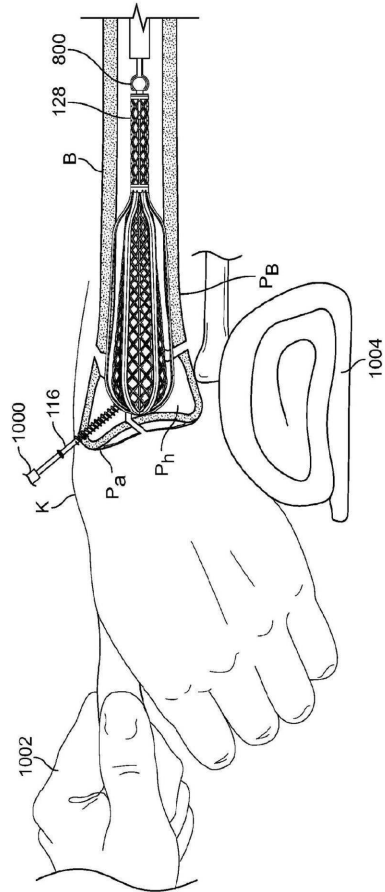


FIG. 10

【 図 1 1 】

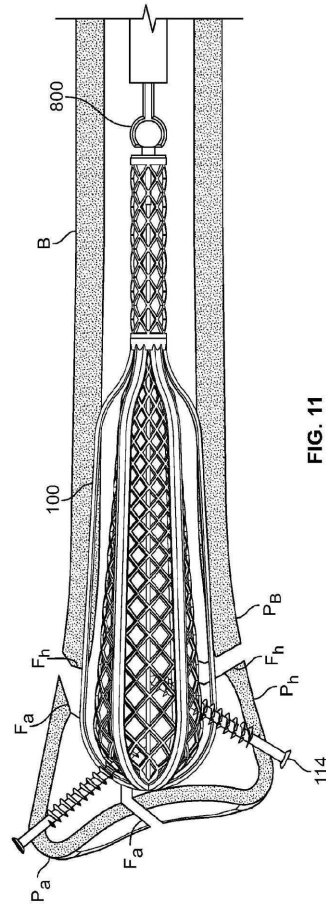


FIG. 11

【 図 1 2 】

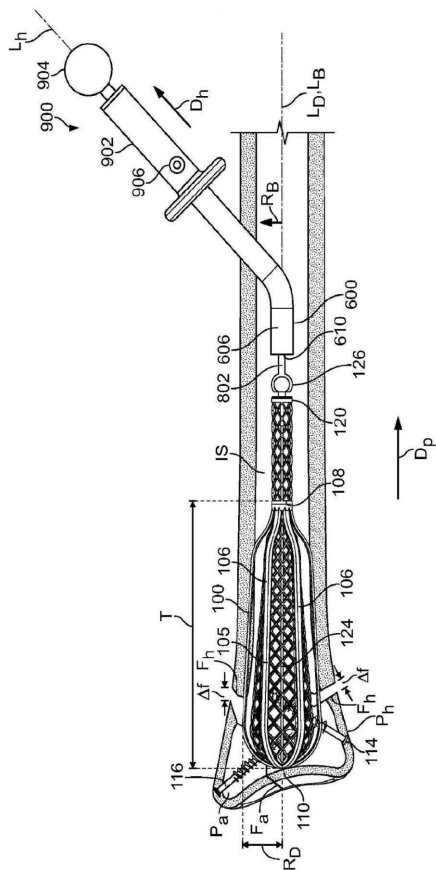


FIG. 12

【 図 1 3 】

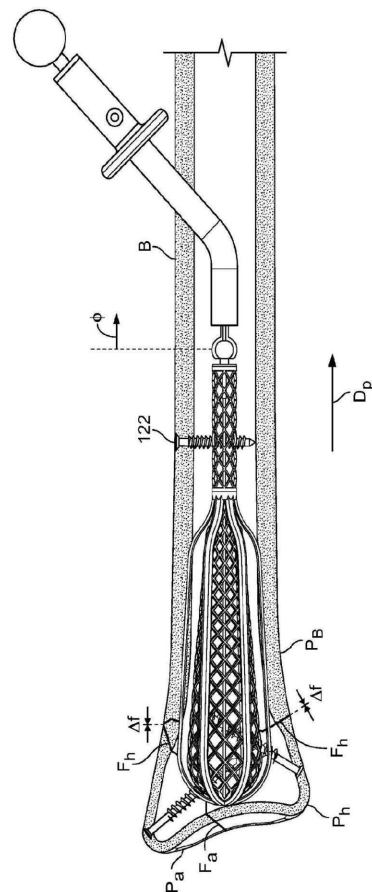


FIG. 13

【 図 1 4 】

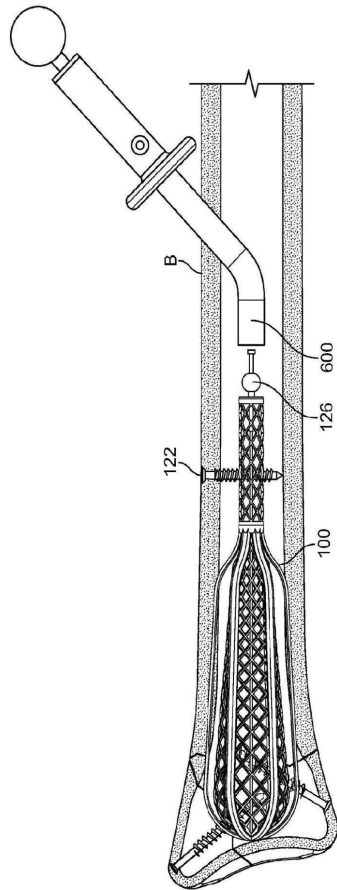


FIG. 14

【 図 1 5 】

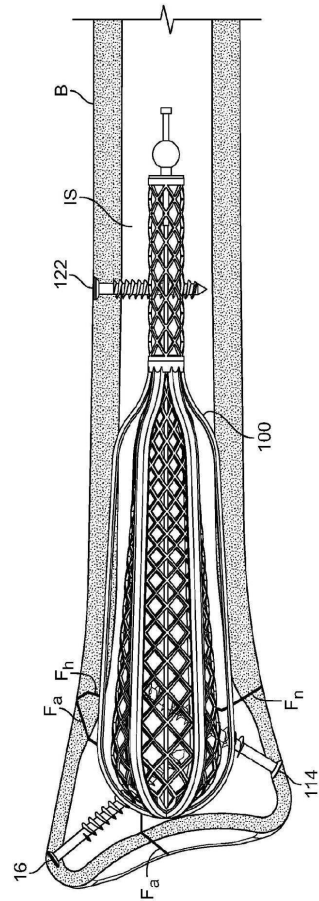


FIG. 15

【 図 1 6 】

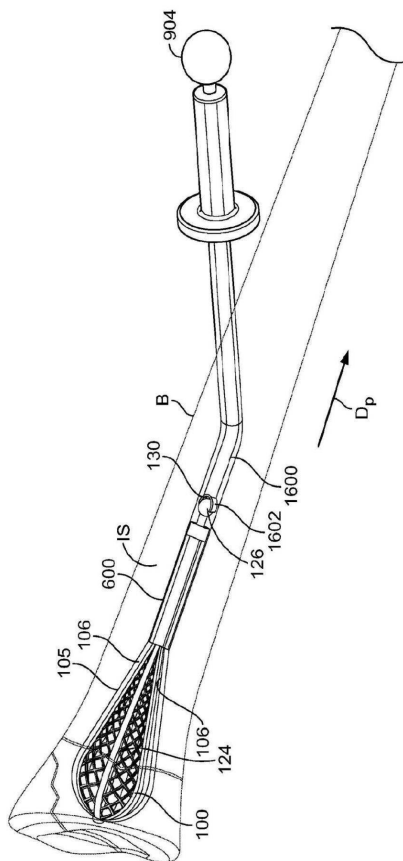


FIG. 16

【 図 1 7 】

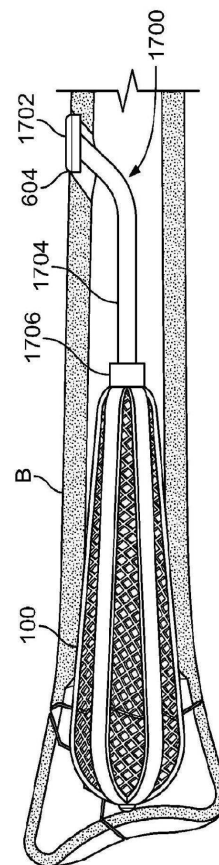


FIG. 17

【図 18】

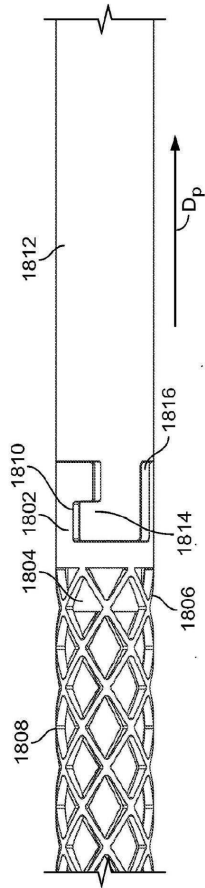


FIG. 18

【図 19】

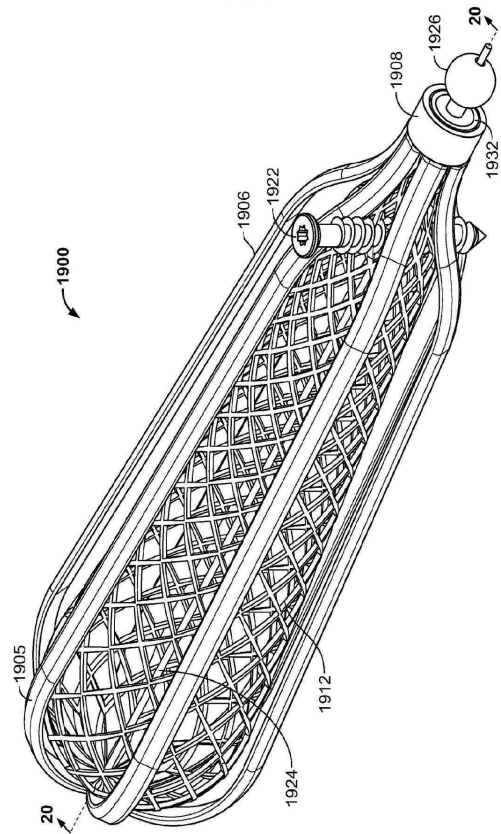


FIG. 19

【図 20】

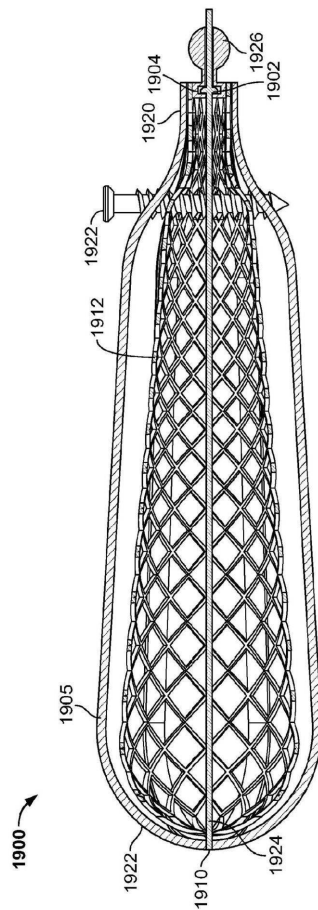


FIG. 20

【図 21】

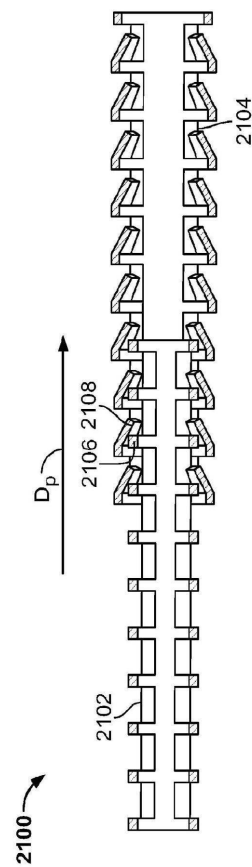


FIG. 21

【図 27】

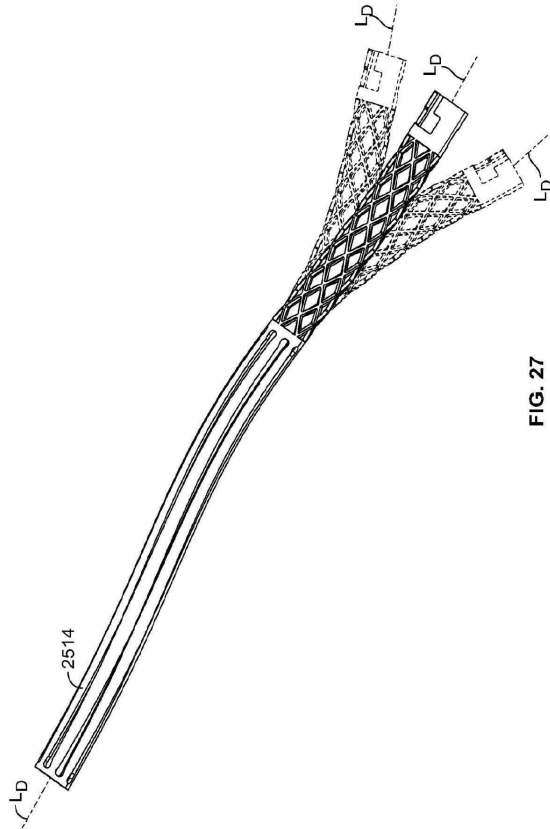


FIG. 27

【図 28】

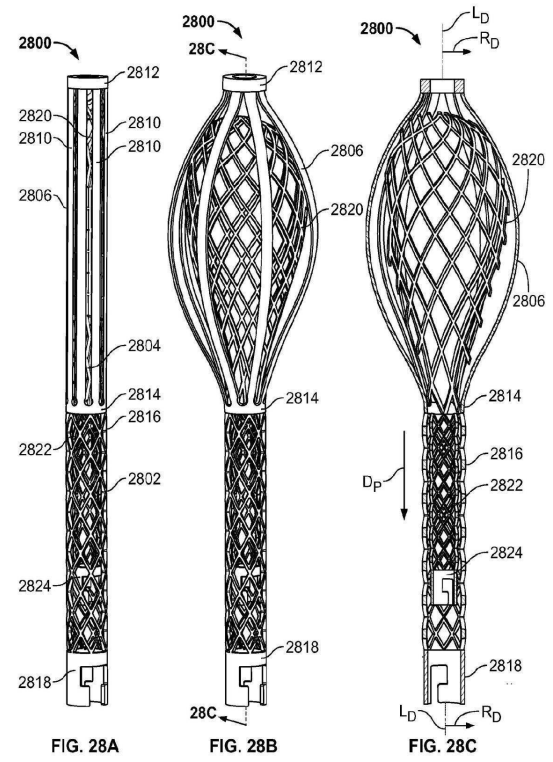


FIG. 28A

FIG. 28B

FIG. 28C

【図 29】

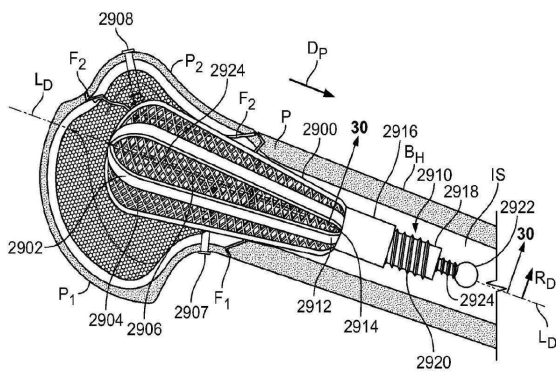


FIG. 29

【図 31】

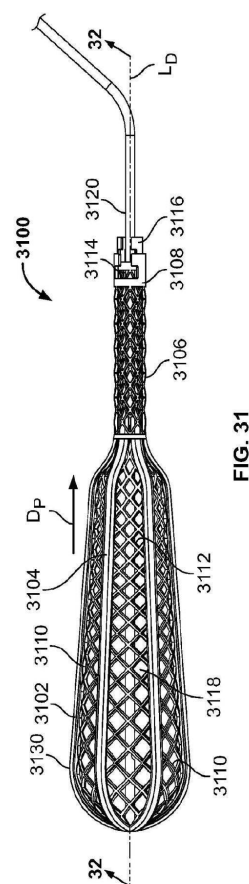


FIG. 31

【図 30】

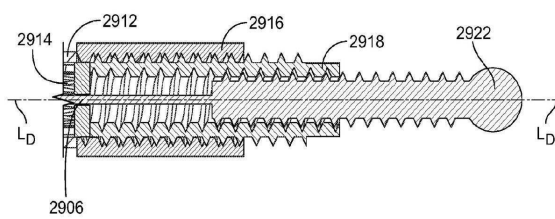


FIG. 30

【 図 3 2 】

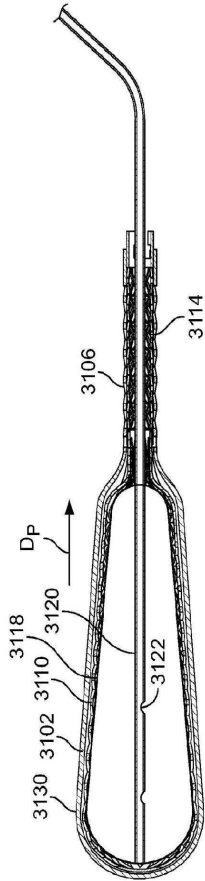


FIG. 32

【 図 3 3 】

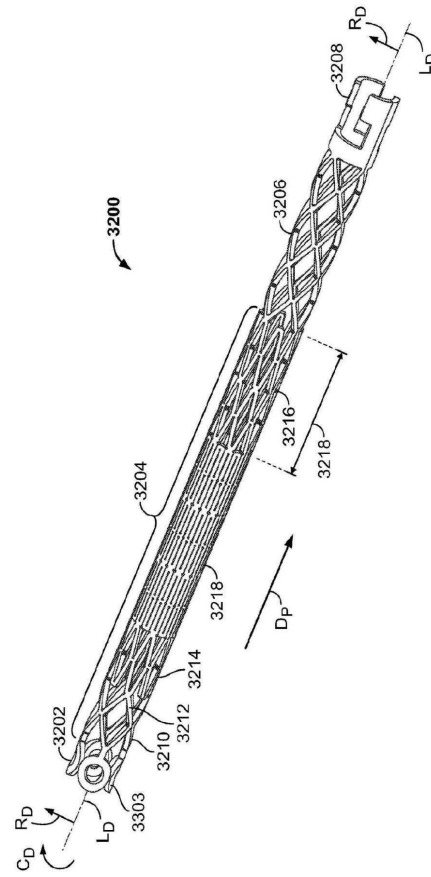


FIG. 33

【 図 3 4 】

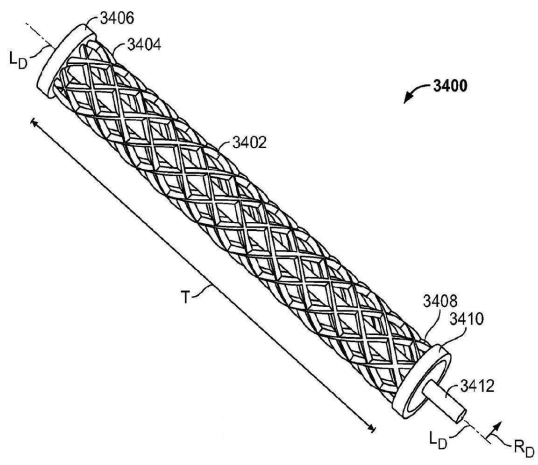


FIG. 34

【 図 3 5 】

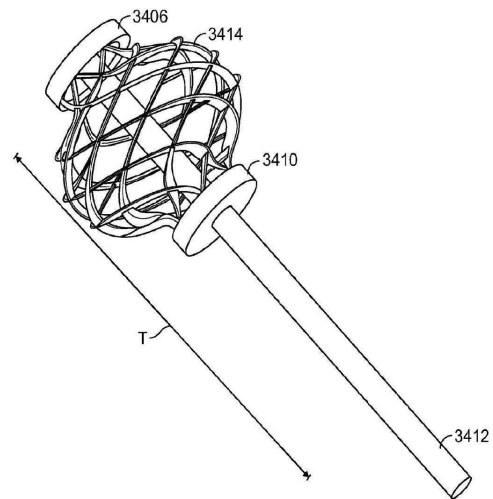


FIG. 35

【 図 3 7 】

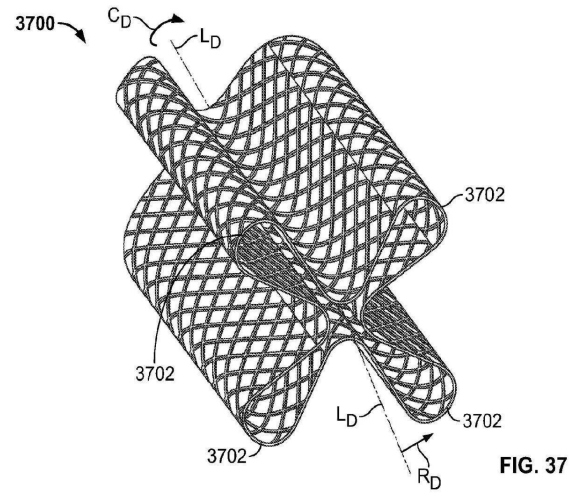


FIG. 37

【 図 3 9 】

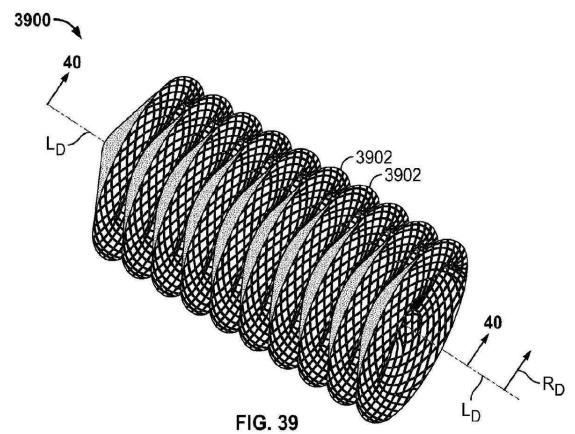


FIG. 39

【 図 4 0 】

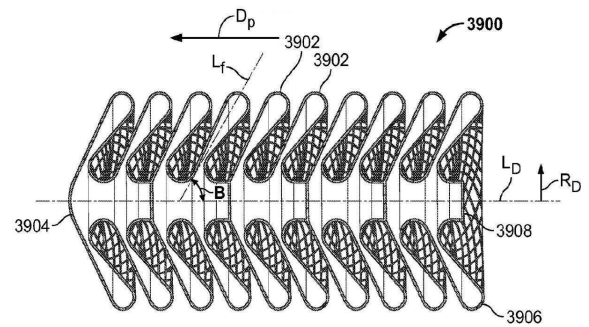
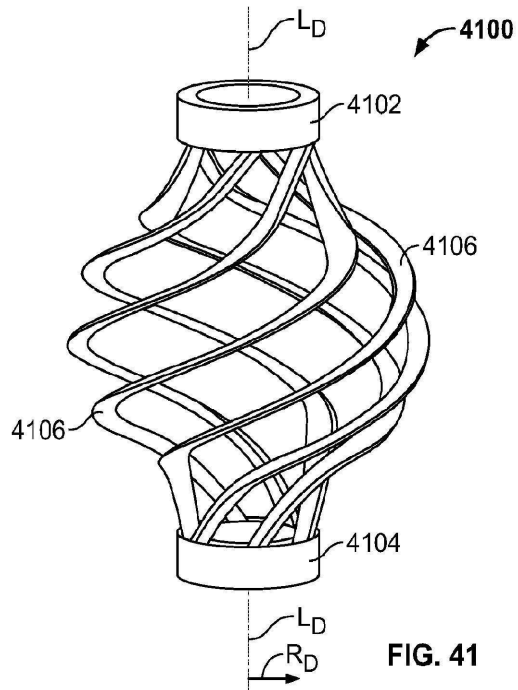
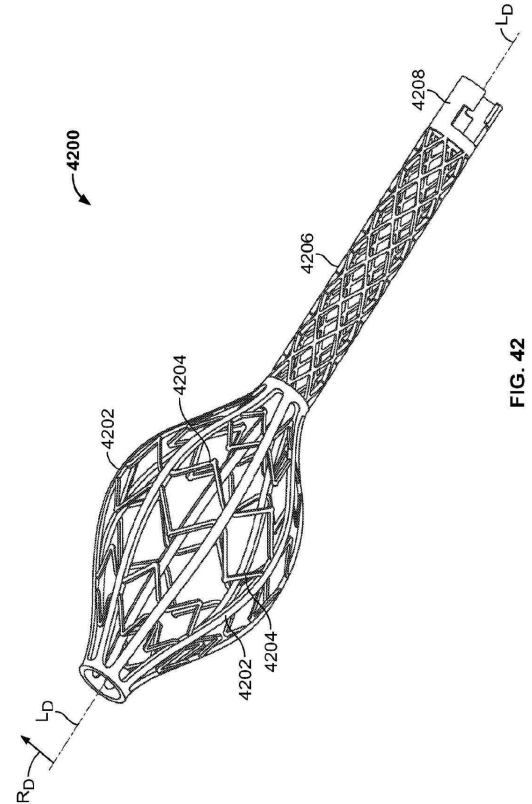


FIG. 40

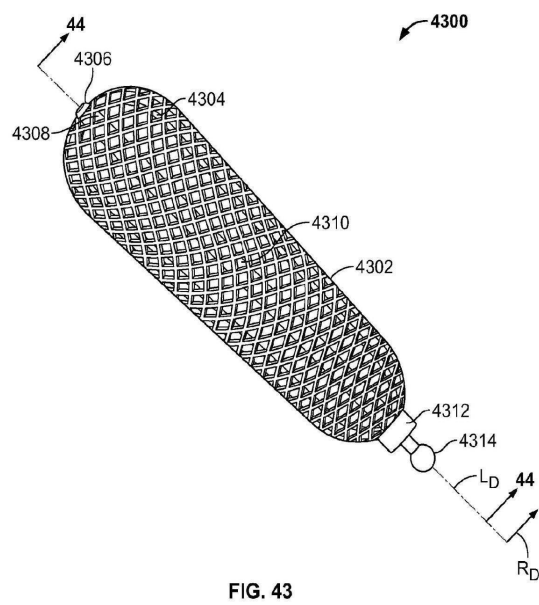
【図 4 1】



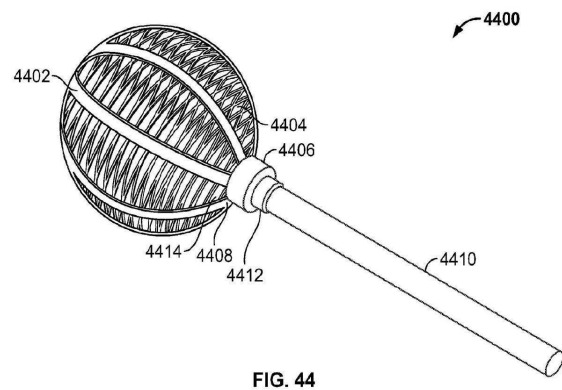
【図 4 2】



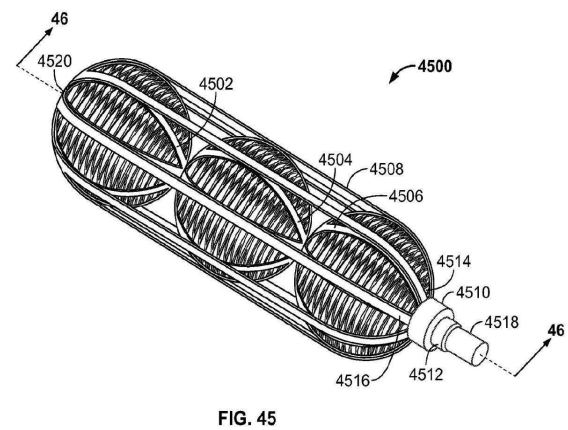
【図 4 3】



【図 4 4】



【図 4 5】



【図 46】

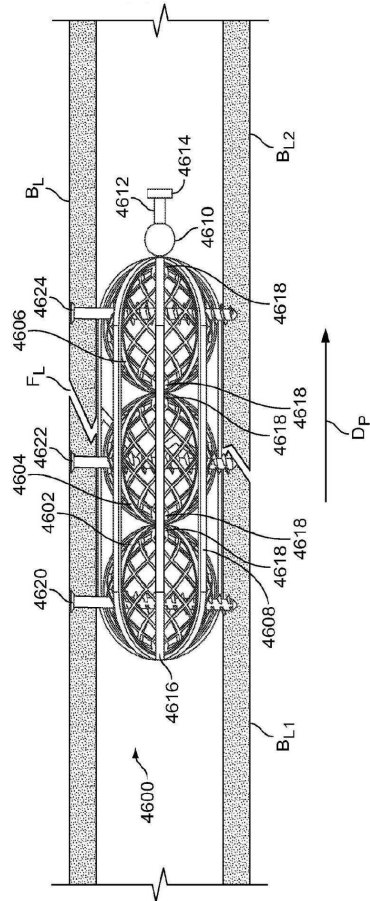


FIG. 46

【図 47】

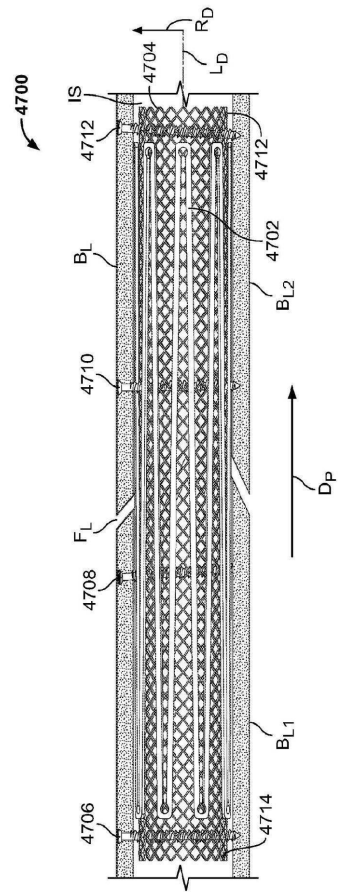


FIG. 47

【図 48】

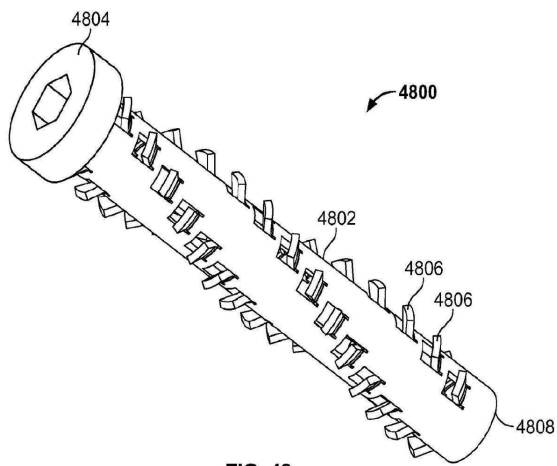


FIG. 48

【図 49】

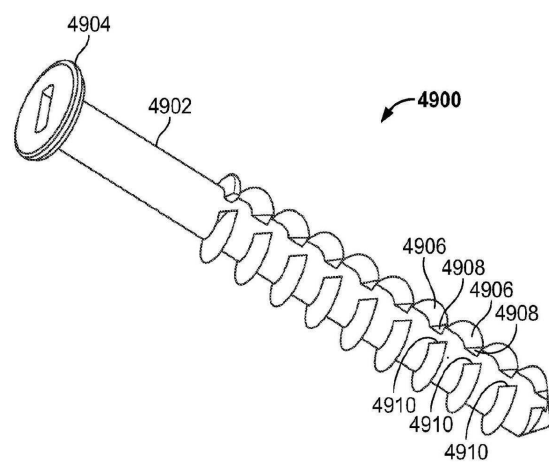


FIG. 49

【図 50】

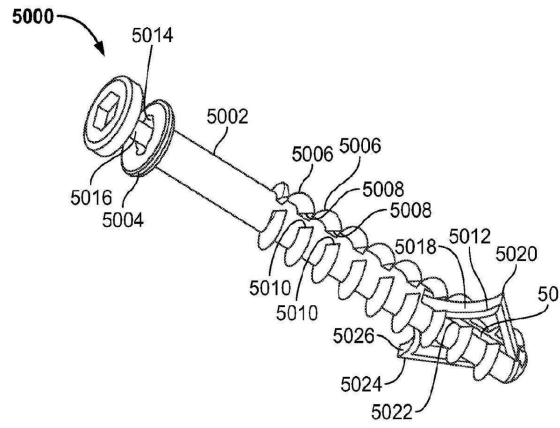


FIG. 50

【図 51】

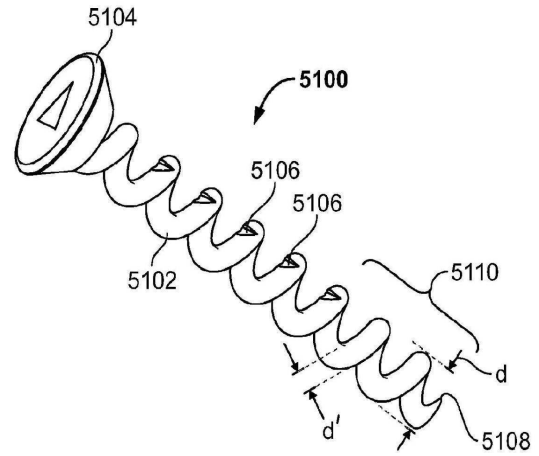


FIG. 51

【図 52】

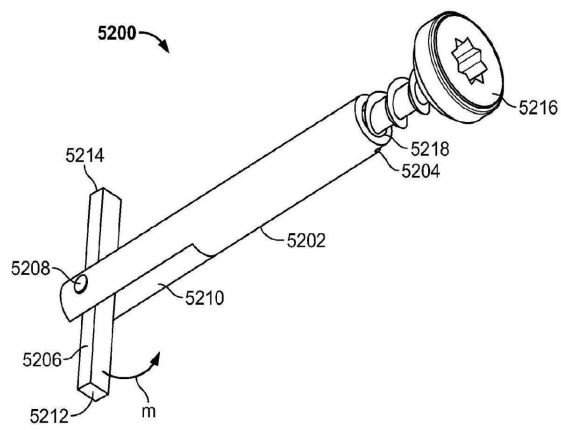


FIG. 52

【図 53】

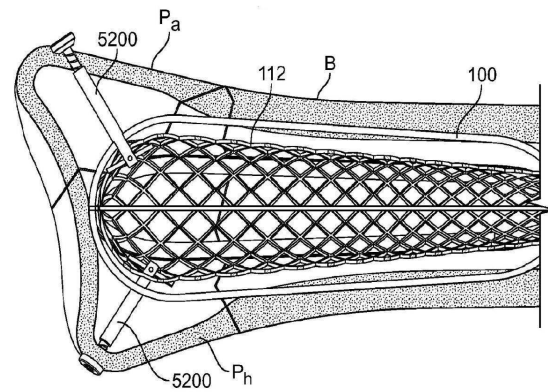
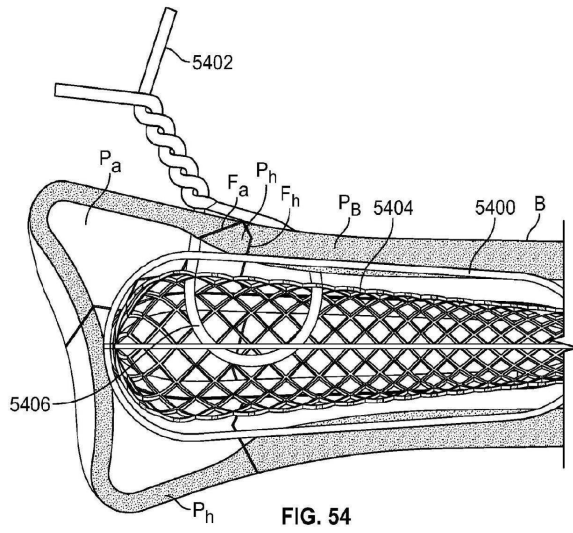
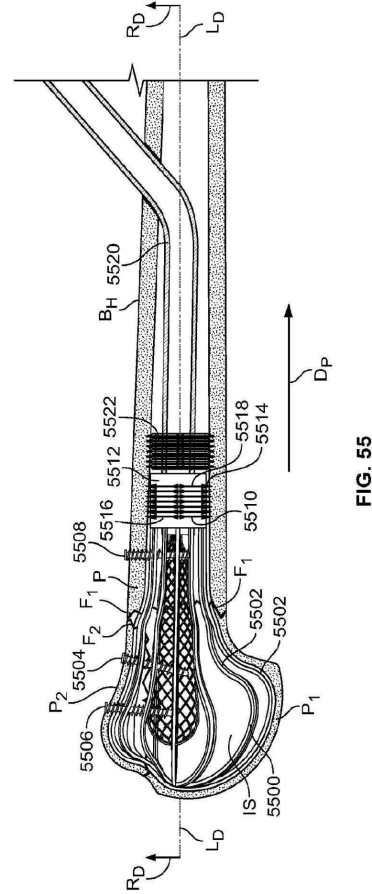


FIG. 53

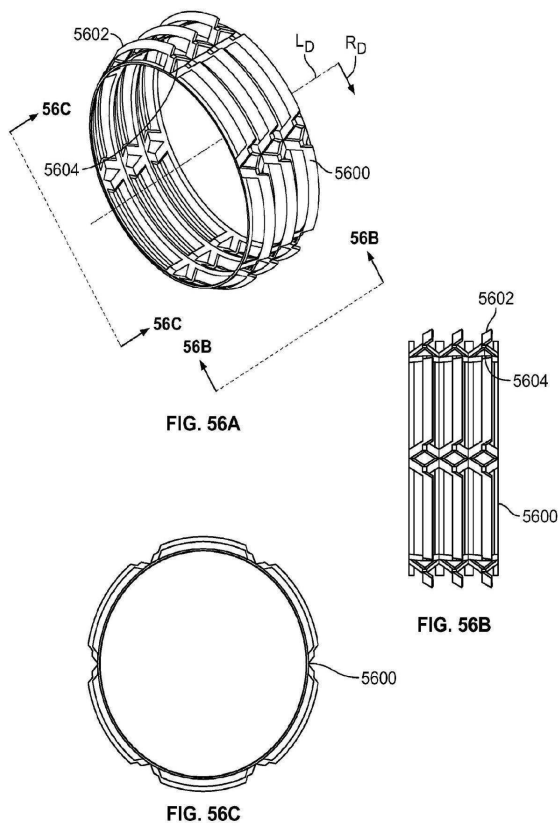
【図 54】



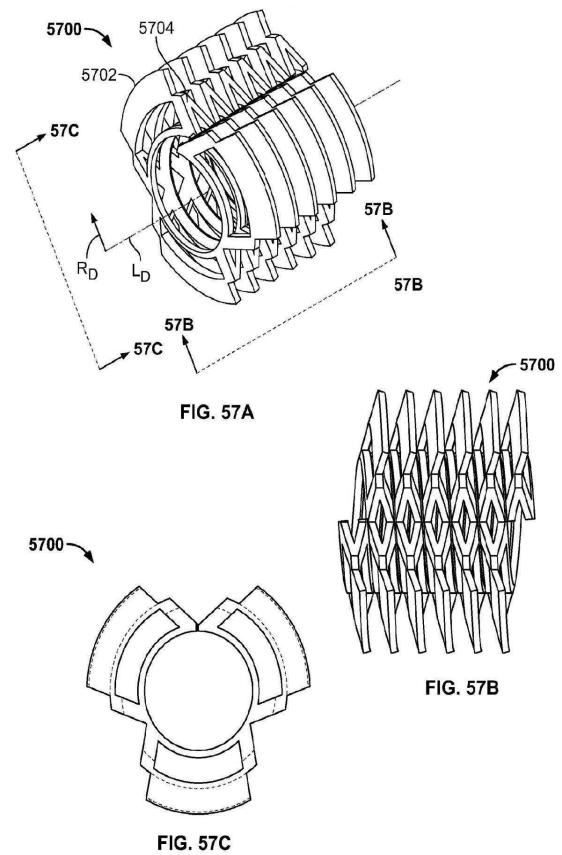
【図 55】



【図 56】



【図 57】



【図 58】

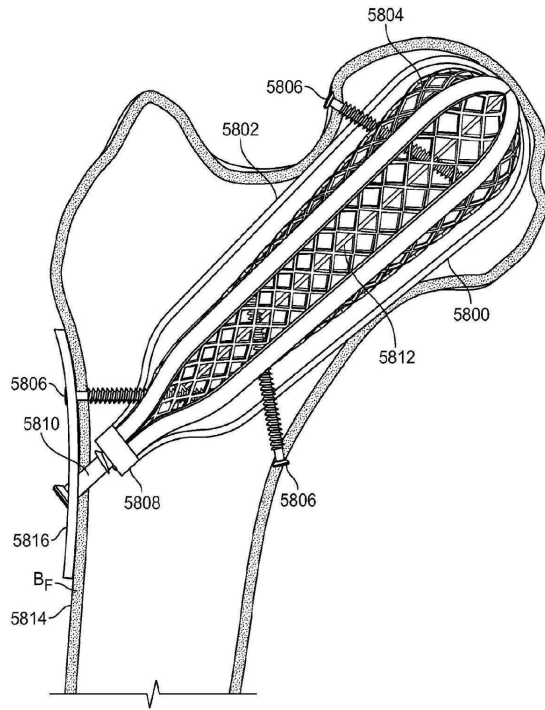


FIG. 58

【図 59】

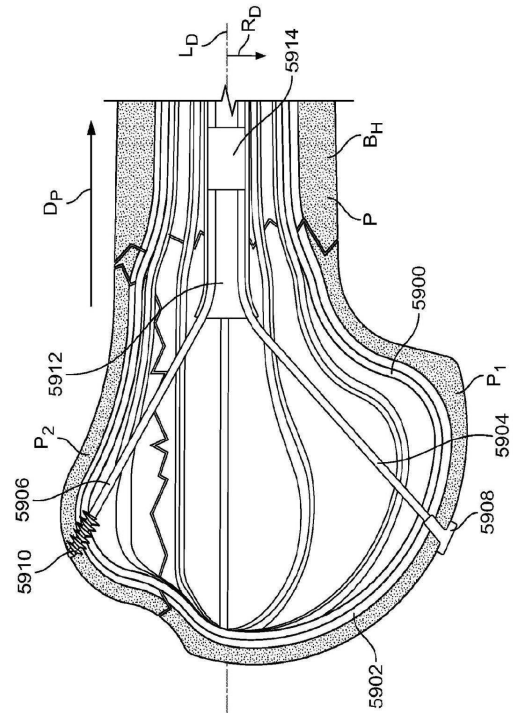


FIG. 59

【図 60】

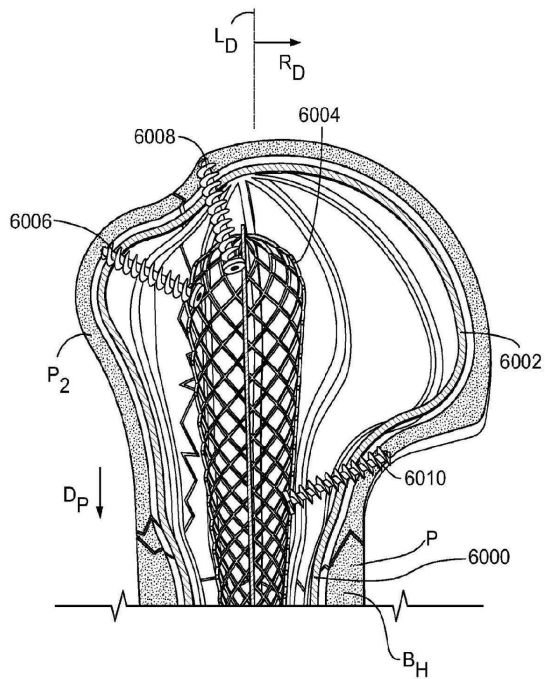


FIG. 60

【図 61】

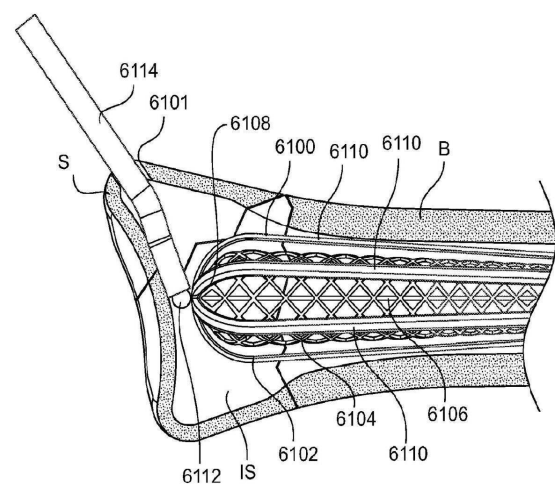
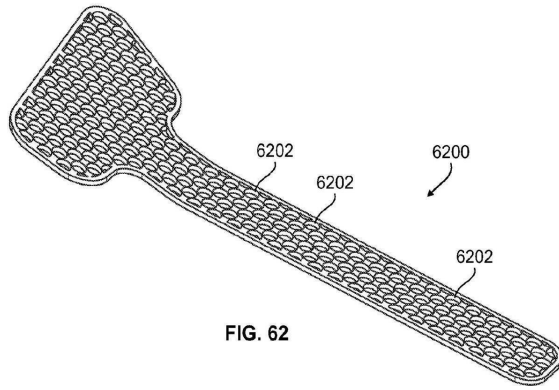
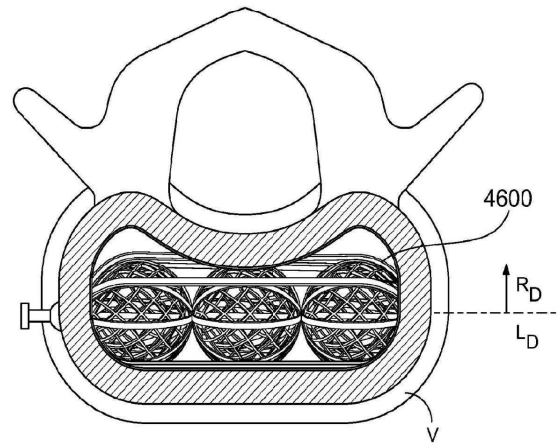


FIG. 61

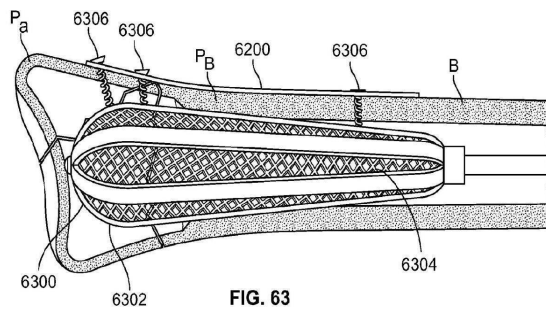
【図 6 2】



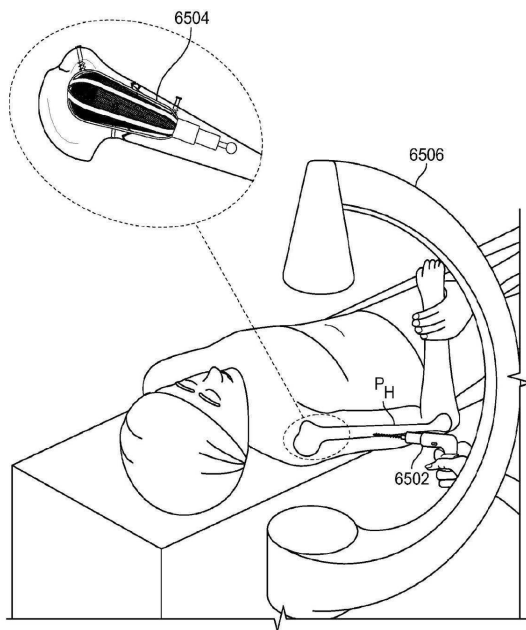
【図 6 4】



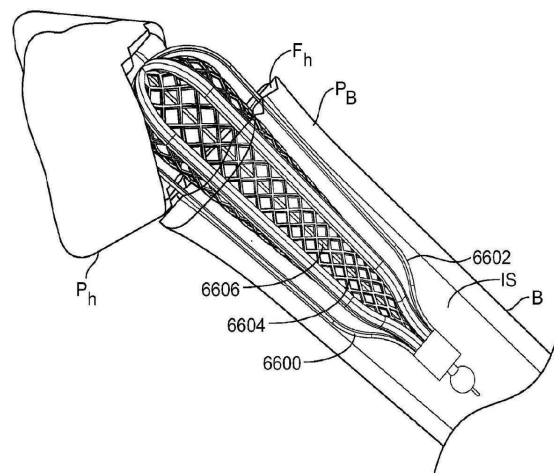
【図 6 3】



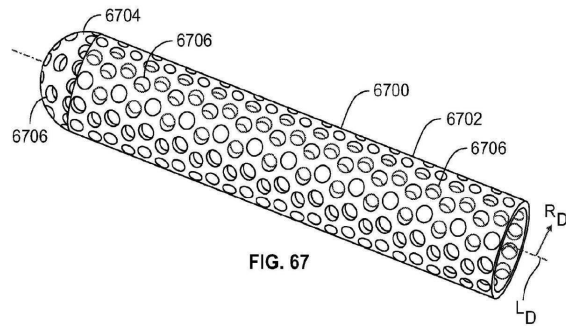
【図 6 5】



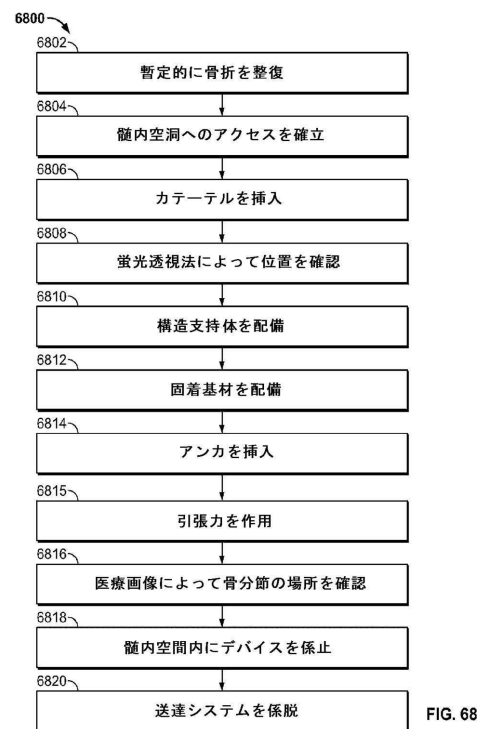
【図 6 6】



【図 67】



【図 68】



フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル ビー . ブレンゼル
アメリカ合衆国 ミネソタ 55441-2235, プリマス, 34ティーエイチ アベニュー
ー ノース 12820, コンベンタス オーソパエディックス
- (72)発明者 ポール ハインドリクス
アメリカ合衆国 ミネソタ 55441, プリマス, 34ティーエイチ アベニュー エヌ .
12820

審査官 木村 立人

- (56)参考文献 特表2008-500140(JP,A)
独国特許発明第923085(DE,C1)
国際公開第2001/028443(WO,A1)
米国特許出願公開第2002/0032444(US,A1)
米国特許第6551321(US,B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/56 — 17/92