

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-67933

(P2016-67933A)

(43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 C 8/00 (2006.01) A 6 1 C 8/00 Z 4 C 1 5 9

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-189676 (P2015-189676)	(71) 出願人	504072554
(22) 出願日	平成27年9月28日 (2015. 9. 28)		チ. ジ. エンメ. ソチエタ ペル アチオ
(31) 優先権主張番号	M02014A000276		ーニ
(32) 優先日	平成26年9月30日 (2014. 9. 30)		イタリア国 1-42015 コレッジ
(33) 優先権主張国	イタリア (IT)		(レッジョ エミリア), ヴィア モー
			デナ, 22/24
		(74) 代理人	100099759
			弁理士 青木 篤
		(74) 代理人	100102819
			弁理士 島田 哲郎
		(74) 代理人	100123582
			弁理士 三橋 真二
		(74) 代理人	100147555
			弁理士 伊藤 公一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 推進力を生成するデバイス及びその釘打ち機

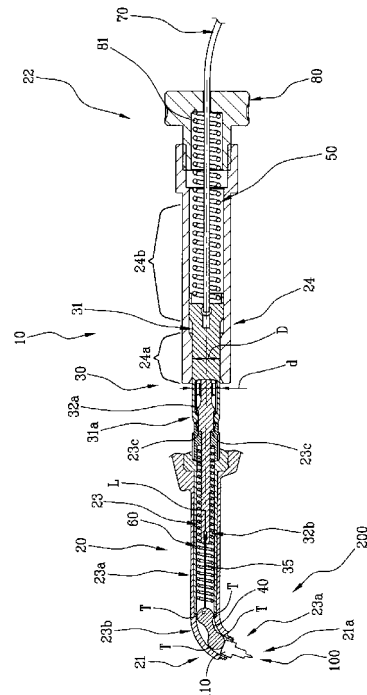
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 推進力を生成するデバイス、及び、その釘打ち機を提供する。

【解決手段】 推進力を生成するデバイス10は、本体20の第1端部21と第2端部22との間に延在する主線Lに沿って進展する内部案内キャビティ23を有する本体であって、上記内部キャビティは当該本体の上記第1端部に対して外部200に向かう少なくとも一つの開口21aを有し、且つ、上記第1端部は、上記開口に対して釘100に対して関連付けられる本体と、当該デバイスの作動形態において上記推進力を生成すべく構成された、上記推進力を生成する生成手段30であって、好適には上記本体の上記第2端部に配置されるという生成手段と、上記生成手段から帰着する上記推進力を、当該デバイスの作動形態において釘の一部に対して伝達すべく構成された当接要素40とを備える。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

推進力を生成するデバイス(10)において、
該デバイスは、

当該本体(20)の第1端部(21)と第2端部(22)との間に延在する主線(“L”)に沿って進展する内部案内キャビティ(23)を有する本体(20)であって、前記内部キャビティ(23)は当該本体(20)の前記第1端部(21)において外部(200)に向かう少なくとも一つの開口(21a)を有し、且つ、前記第1端部(21)は、前記開口(21a)にて釘(100)に対して作用的に関連付けられるに適しているという本体(20)と、

当該デバイス(10)の作動使用形態において前記推進力を生成すべく構成された、前記推進力を生成する生成手段(30)であって、好適には前記本体(20)の前記第2端部(22)に配置されるという生成手段(30)と、

前記生成手段(30)により生成された前記推進力を、当該デバイス(10)の作動使用形態において前記釘(100)の一部に対して伝達すべく構成された当接要素(40)と、

を備えることを特徴とする、デバイス(10)。

【請求項 2】

前記内部キャビティ(23)は、少なくとも2つの直線状部分(23a)と、該2つの直線状部分(23a)の間に含まれた少なくとも一つの湾曲部分(23b)とを有し、前記各直線状部分の一方及び好適には前記湾曲部分(23b)は、前記本体(20)の前記第1端部(21)に配置される、請求項1に記載のデバイス(10)。

【請求項 3】

前記内部キャビティ(23)の前記湾曲部分(23b)は、前記各直線状部分(23a)の間において、約90°~150°の角度を画成し、該角度は好適には、約120°の最大値と約90°の最小値との間に含まれる、請求項2に記載のデバイス(10)。

【請求項 4】

前記当接要素(40)は、前記推進力を伝達するために前記本体(20)の第2端部(22)から前記第1端部(21)に向けて導向されたストローク・パルス(C)に従い前記内部キャビティ(23)に沿って摺動すべく構成され、

前記当接要素(40)は、前記第1端部(21)から前記第2端部(22)に向かう係合ストローク(B)に従い摺動して当該デバイス(10)のリセット形態を取るべく構成される、先行請求項のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

【請求項 5】

前記当接要素(40)は二葉形状本体を備え、

前記二葉形状本体は、長手軸心(P)に沿って延在すると共に、2つの拡大端部(41)を備え、

該拡大端部間には、前記本体の断面の減少部分に対して中間狭幅部分(42)が配置され、前記長手軸心(P)は好適には対称軸心である、請求項4に記載のデバイス(10)。

【請求項 6】

前記二葉形状本体の前記各拡大端部(41)は、機械的干渉なしで前記内部キャビティ(23)に沿った前記当接要素(40)の摺動を許容する如き最大の横方向寸法を有し、好適には、少なくとも、前記各拡大端部(41)と、前記本体(20)の前記内部キャビティ(23)とは、夫々、略々同一のサイズの円形状の断面を有する、請求項5に記載のデバイス(10)。

【請求項 7】

前記二葉形状本体は、前記内部キャビティ(23)の表面と接触して配置された接触点(T)を呈し、各接触点(T)は、各々が拡大端部(41)と関連付けられた2つの表面部分(41a)に含まれ、

各拡大端部(41)の前記表面部分(41a)は、夫々の拡大端部(41)の、好適には前記二葉形状本体の、他の任意の横方向寸法よりも大きな直径を有する、請求項6に記載のデバイス(10)。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記二葉形状本体は、約2.5mm～6.5mm、好適には約3mm～5mmの間に含まれる直径を以て前記拡大端部(41)の円形断面を呈する、請求項5から7のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

【請求項9】

前記生成手段(30)は、前記当接要素(40)に係合すべく構成された係合/放出手段であって、該当接要素を、例えば弾性手段の作用下で該当接要素が前記釘(100)を排出する推進力を放出するという放出位置にもたらしめべく構成されたという係合/放出手段を備え、

前記係合/放出手段は、例えば、前記本体(20)の前記内部キャビティ(23)に沿って摺動するに適した第1軸体(31)及び第2軸体(32)を備える、先行請求項のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

10

【請求項10】

前記生成手段(30)は、当該第1軸体(31)と当該第2軸体(32)との間における係合の形態において当該第1軸体(31)に対して作用的に関連付けられた第2軸体(32)の対応丸み付き端部(32a)を可逆的に受容かつ拘束するに適したプライヤ形状端部(31a)を有する第1軸体(31)を備え、

前記第2軸体(32)及び前記第1軸体(31)は、前記本体(20)の前記内部キャビティ(23)に沿って摺動可能であると共に、前記プライヤ形状端部(31a)の把持及び/または解除状態に従い、相互に対して移動可能であり且つ/又は相互に対して堅固に束縛される、先行請求項のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

【請求項11】

20

前記第2軸体(32)は、例えば、該第2軸体(32)の取付け端部(32b)にて、前記当接要素(40)に対して撓曲可能に接続される、請求項9または10に記載のデバイス(10)。

【請求項12】

前記内部キャビティ(23)は、前記プライヤ形状端部(31a)の挟持を促進/弛緩すべく構成された案内部分(24)を有し、

好適には前記案内部分(24)は、閉じられたときの前記プライヤ形状端部(31a)における前記第1軸体(31)の外径(“d”)に略々等しい内径を備えた第1部分(24a)と、前記外径(“d”)よりも大きい直径を第2部分(24b)とを有する、請求項10または11に記載のデバイス(10)。

【請求項13】

30

前記生成手段(30)は、前記第1軸体(31)が前記案内部分(24)を通り前記第2軸体(32)に向かう係合のストローク(A)を実施することにより、当該デバイス(10)の作動使用形態において前記プライヤ形状端部(31a)と前記丸み付き端部(32a)との間の係合を許容する様に、前記第1軸体(31)に対して押圧力を生成すべく構成された第1弾性要素(50)を備え、

前記係合のストロークは好適には、前記本体(20)の前記第2端部(22)から前記第1端部(21)に向けられる、請求項12に記載のデバイス(10)。

【請求項14】

前記生成手段(30)は、前記第1軸体(31)に関連付けられた駆動システム(70)であって、当該デバイス(10)の作動使用形態において、前記第1軸体(31)及び前記第2軸体(32)が、相互係合の状態において、前記案内部分(24)を介した放出ストローク(B)を実施する如く、前記第1弾性要素(50)の前記押圧力を超える対向力を及ぼすべく構成されたという駆動システム(70)を備え、

40

前記放出ストローク(B)は、前記係合のストローク(A)の方向とは逆である、請求項13に記載のデバイス(10)。

【請求項15】

前記内部キャビティ(23)の前記案内部分(24)の前記第2部分(24b)は、前記係合/放出手段の作用的解除状態において、前記第2軸体(32)の前記丸み付き端部(32a)に対する前記プライヤ形状端部(31a)の挟持の弛緩を許容することで、前記プライヤ形状端部(31a)からの前記丸み付き端部(32a)の抜き取りを可能とする如き様式で構成される、請求項14に記載のデバイス(10)。

50

【請求項 16】

前記生成手段(30)は、前記係合/放出手段のストローク・パルス(C)の間において前記第1端部(21)に向けて前記当接要素(40)を押圧する如く、それに対して推進力を及ぼすべく構成された第2弾性要素(60)を備える、請求項10から15のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

【請求項 17】

前記第1弾性要素(50)の前記押圧力は、好適には前記本体(20)の前記第2端部(22)に配置された調節要素(80)により調節可能である、請求項13から15のいずれか一つの請求項に記載のデバイス(10)。

【請求項 18】

請求項1から17のいずれか一つの請求項に記載の推進力を生成するデバイス(10)と、釘を保持するヘッド(400)であって、好適には、前記力生成デバイス(10)の前記本体(20)の前記第1端部(21)に対して固定されたというヘッド(400)と、を備える、骨インプラント用途に対する釘打ち機(300)。

【請求項 19】

前記釘を保持するヘッド(400)は、当該釘打ち機(400)の作動使用形態において前記デバイス(10)の前記当接要素(40)に向けて導向された頭部(110)を有する釘(100)を含む、請求項18に記載の釘打ち機(300)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、目的として、推進力を生成するデバイス、及び、その釘打ち機(nail gun)を提供する。

【0002】

本発明は特に、例えば、歯科医療の分野における骨インプラント技術の用途に対して、推進力を生成するデバイス、及び、歯茎組織の如き骨組織内へと微小釘を挿入する関連釘打ち機に対して企図されている。

【背景技術】

【0003】

歯科医療の業界において、微小釘または釘は、例えば歯科的植設の場合において骨及び組織の再生を促進するために患者の歯茎上へと接合されるメンブレン、骨接合プレート、または、他の任意の“機械的な”支持体を固定するために特に使用される非常に小寸の釘である。

【0004】

“釘”という語句は、本発明の技術的な有効範囲内で特定の専門用語において使用されることで、形状化頭部と、ステムと、骨組織内に挿入されるべく形状適合された鋭利端部とを呈する物体、好適には金属物体を定義している。言うまでもなく、歯科医療分野において骨インプラント(bone implant)目的で使用される釘は、習用の釘よりも非常に小寸であり、例えばそれは、1ミリメートルの数分の一の直径と、数ミリメートルのステム長とを呈する。

【0005】

骨組織内への上記釘の適用は概略的に、歯茎の骨組織により引き起こされる抵抗を克服する如き強度の推進力を生成することから、所定の位置に到達するまで上記釘を貫通させるに適したデバイスにより行われる。この故に、手術用途が企図された微小釘ならびに一般的な釘でさえも、組織に対するそれらの適用のために推進力を受けるに適した頭部を呈している。

【0006】

先行技術において、歯茎の骨組織内へと挿入されるべき釘に対して必要とされる推進力は、一对の工具の助力により医師により手動的に生成され、その第1の工具は、推進力を生成する小寸のハンマから成る一方、第2の工具は、上記釘が骨組織内に一体化されるま

10

20

30

40

50

で、該釘を所定位置に維持すると共にそれに対して推進力を伝達するに適している。

【0007】

釘を保持するために使用される上記工具は、専門用語では“釘ポジショナ”と称される。特に、該釘ポジショナはスピンドル形状を呈し、その第1端部にては、植設されるべき釘の少なくとも頭部を受容すべく適合化された形状化部分により可逆様式で、該釘は位置決めして拘束される。上記第1端部とは逆側の第2端部にては、衝撃による上記小寸ハンマからのパルス駆動を受容することにより該衝撃を上記釘自体に対して伝達するに適した平坦な頭部が配備される。

【0008】

概略的に、釘を骨組織内に植設する処置は、釘の位置決めは、釘が骨組織内に貫通されるまで、釘を所定位置に保持して推進力を反復的に及ぼすという熟練の医師により手動的に行われることを条件としている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

先行技術において、骨インプラント用途に意図された釘を挿入するための工具、及び、その使用方法は、幾つかの欠点を呈する。斯かる欠点は、釘を骨組織内へと植設する段階を困難で長時間であり、繊細なものとすることが多い。

【0010】

一つの欠点は、殆ど全ての釘挿入操作は、医師により手作業で実施されることから、その結果が人的な要因に委ねられることであり、この見地は、手術動作の良好な再現性を達成し得ず、特に、高品質な手術処置及び介入自体を保証しない。更なる欠点は、釘の非常に小寸のサイズ、及び、嵩高いことから、熟練した医師により実施される釘の位置決め移動に適切に追従するには不適切であるという釘ポジショナの構造である。特に、釘ポジショナは堅固で直線状の要素であることから、例えば、顎関節の近傍に配置された、すなわち、患者の口部から離間して配置された領域における手術的介入の場合において、該ポジショナは(例えば、唇部、舌部、頬の組織、または、歯でさえあり得る)患者の他の解剖学的部分と干渉することがある。

【0011】

斯かる状況下で、患者の不快感は相当に高まり、患者は、痛覚的な状況に耐えると共に姿勢を維持することが強いられるが、このことは、植設介入を実施している医師の側において、次続的なストレスの増大により少なくとも不快なものである。

【0012】

上記に特性記述されたのと同様の状況において、釘ポジショナ及び釘自体が然るべく一旦配置されたとき、斯かる配置が、釘を患者の歯茎内へと貫通させるために医師が安全で正確な様式で推進力を釘ポジショナに対し、故に釘自体に対し、反復的に伝達し得るには十分に適していない、ということが起こり得る。

【0013】

多くの場合、釘が挿入されつつあるときに医師及び/または患者が取ることを強いられた不自然な姿勢によれば、医師は、釘ポジショナを適切な様式で操作してそれを正しい方向に移動させることが許容されないので、釘を誤って挿入して骨組織を損傷させると共に、患者に対して不要な更なる痛覚を引き起こす虞れがある。

【0014】

先行技術の更なる欠点は、釘の挿入の間、医師の両手は、少なくともハンマ及び釘ポジショナを支持すべく占有されることから、医師は、手術の間において何らかの更なる移動もしくは動作を実施し得ない、ということである。

【0015】

本発明の目的は、上述の各欠点を呈さない、骨インプラント用途に対する推進力を生成するデバイス、及び、関連釘打ち機を提供することにより、先行技術において遭遇する欠点の一つ以上を克服するに在る。

10

20

30

40

50

【0016】

故に、本発明は、可能的には、それにより推進力が生成される要素と、適用されるべき釘の頭部との間において非直線状の方向に沿い乍ら、釘に対して効率的な様式で推進力を反復的に伝達し得ると共に、その様を実現される結果を定常的に維持し得るといふ、骨インプラント用途に対する推進力を生成するデバイス及び関連釘打ち機を提供するという目的を有している。

【0017】

本発明の更なる目的は、患者の歯茎と頬との間に配置された小寸もしくは狭幅のスペース内においてさえも効果的に使用され得るといふ、推進力を生成するデバイス及びその釘打ち機を提供することである。

10

【0018】

開示されるデバイスの更なる目的は、推進力を生成する釘打ち機であつて、ユーザにより片手で操作されることから他の手を自由にし得るといふ釘打ち機の助力により、釘及びその挿入の位置を、簡素で、再現可能で正確な様式で維持することを可能にすることである。

【0019】

本発明の更なる目的は、骨組織内への釘の挿入の間において該釘を常に正しく位置決めすることを許容することで、医師の側における肉体的及び精神的なストレスと同時に、患者に対する不快さが緩和され得るといふ、骨インプラント用途に対する推進力を生成するデバイス及び関連釘打ち機を入手可能とするに在る。

20

【課題を解決するための手段】

【0020】

これらの及び他の目的は実質的に、添付の各請求項の一つ以上の記述に従う、骨インプラント用途に対する推進力を生成するデバイス及び関連釘打ち機により達成される。

【0021】

更なる特性及び利点は、本発明に係る、推進力を生成するデバイス及びその釘打ち機の好適で包括的な実施形態の詳細な説明から更に明らかとならう。

【0022】

斯かる説明は、添付図面における非限定的な例において例証される。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】本発明に係る推進力を生成するデバイスの概略的断面図である。

【図1A】本発明に係る図1の詳細部分の詳細断面図であり、図1に例示された幾つかの部材は省略されている。

【図2】推進力を生成する図1のデバイスを構成する釘打ち機の作動使用形態における概略的断面図である。

【図3】更なる作動使用形態における図2の釘打ち機の概略的断面図である。

【図4】更なる別の作動使用形態における図2の釘打ち機の概略的断面図である。

【図4A】本発明に係る詳細部を更に良好に視認可能とすべく図4の幾つかの部材を省略することにより得られた図4の詳細図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0024】

添付された図1を参照すると、釘100の頭部に対して付与されるべき推進力を生成するデバイスは10により概略的に示されている。

【0025】

本明細書で以下において記述される微小釘及び釘という語句は、同一の対象物、すなわち、骨インプラント用途に対する釘100と等価的であり且つそれを参照していることを銘記すべきである。付加的に、釘100は、その好適実施形態において添付図面中に概略的に示されるが、如何なる意味においても、本発明の有効範囲を制限すると解釈されるべきでない。

50

【0026】

要約すると、更なる特性が本明細書で以下において更に良好に例証されるという骨インプラント用途に対する釘100は、頭部表面を備える頭部110と、ステムと、骨組織内への自身の更に容易な挿入のために概略的に鋭利に形状化された端部とを呈する。該頭部110と上記ステムとの間には、所定の曲率半径を以て湾曲形状とされた接続部分が好適に構成されると共に、頭部110は更に、添付図面中に例示的にのみ概略的に示された如く、拡開形状を呈する。

【0027】

簡潔に述べると、推進力を生成するデバイス10は、第1端部21から第2端部22まで延在する長寸形状を好適に呈する本体20を備える。

10

【0028】

本体20は、力を生成するデバイス10に含まれる各構成要素に対し、本明細書で以下に更に良好に記述される様式で、支持を提供すると共に、それらを収容するに適している。

【0029】

如何なる意味においても本発明を制限すると解釈されるべきでないが、本体20は、異なる形状及びサイズを取り得ることから、添付の図1における本体20の概略的表示は、例示的にのみ示されることを理解すべきである。本体20は、主線“L”に沿って進展する内部キャビティ23を有し、該キャビティ23は、直線状部分23a及び/または湾曲部分23bを含んでいる。上述の主線“L”は、本体20の第1端部21と第2端部22との間に延在する。内部キャビティ23は好適には、円形に形状化された断面を有する。

20

【0030】

本体20の内部キャビティ23は、外部200に向かう少なくとも一つの開口21aを有し、好適には該開口21aは、第1端部21に配置される。内部キャビティ23は、力を生成するデバイス10の可動要素を収容して案内するという主要機能を有する。詳細には、内部キャビティ23は、少なくとも2つの直線状部分23aと、該2つの直線状部分23aの間に介設された少なくとも一つの湾曲部分23bとを有する。好適には、各直線状部分の少なくとも一つと、湾曲部分23bとは、第1端部21に対して配置される。好適には、2つの直線状部分23aの内一つ、特に、第1端部21に配置された一つは、他の直線状部分と比較して、更に短寸の長さを呈する。内部キャビティ23の湾曲部分23bは、2つの直線状部分23aの間において、好適には、約150°の最大値と約90°の最小値との間に含まれる角度を画成する如きであり、該角度は更に好適には、約120°の最大値と約90°の最小値との間に含まれる。

30

【0031】

釘100は、本体20の第1端部21に配設されることを理解すべきである。好適には、釘100は、添付の図2から図4において例示的にのみ示された、釘保持ヘッド400により、第1端部21上で所定位置に保持される。釘保持ヘッド400は、釘100を所定位置に保持するに適していると共に、該ヘッドは、力を生成するデバイス10の作動使用形態において当接要素40により伝達される推進力により釘100が駆動されるときに、それを適切に案内するに適している。換言すると、釘保持ヘッド400は、開口21aにおいて第1端部21を釘100に対して作用的に関連付けることを許容する。

【0032】

力を生成するデバイス10を介しての釘100の排出及び適用処置に関する更なる詳細は、本明細書で以下において更に良好に例証される。

40

【0033】

力を生成するデバイス10は、該デバイス10の作動使用形態において推進力を生成すべく形態された推進力の生成手段30を更に備える。

【0034】

好適には、生成手段30は、本体20の第2端部22に対して配置される。

【0035】

力を生成するデバイス10は、生成手段30から帰着する推進力を、該デバイス10の作動使用形態において釘100の頭部110まで伝達すべく構成された当接要素40を更に備える。但し

50

、当接要素40と頭部110との間には、例示的にのみ、釘保持ヘッド400と関連付けられ得る更なる要素が介設され得る。

【0036】

好適には、当接要素40は、生成手段30と、本体20の第1端部21との中間位置に配置される。

【0037】

特に、当接要素40は、推進力を伝達すべく本体20の第2端部22から第1キャビティ21に対して導向されるストローク・パルスCに従い、内部キャビティ23に沿って摺動すべく構成される。更に、当接要素40は、力を生成するデバイス10のリセット形態を取るために、逆向きストロークBに沿って摺動すべく構成される。

10

【0038】

本発明の好適であるが非限定的な実施形態に依れば、当接要素40は、二葉形状の本体を備え、該二葉形状本体は特に2つの拡大端部41を備え、その間には、該二葉形状本体自体の断面の減少部分に対して配置された狭幅中間部分42が配置される。好適には、上記二葉形状本体は、少なくとも長手軸心“P”を呈すると共に、該本体は上記長手軸心“P”に沿った長寸形状であり、換言すると、上記二葉形状本体は、横方向寸法よりも大きな長手方向寸法を呈する。好適には、当接要素40の二葉形状本体は、長手軸心“P”に沿って対称的である如きなので、長手軸心“P”は、当接要素40の対称性の軸心でもある。

【0039】

当接要素40は凹所23内に、対称性の軸心“P”が主線“L”に対して整列されまたは接する様に配置される。上記二葉形状本体の各拡大端部41は、一切の種類の機械的干渉なしで内部キャビティ23に沿った当接要素40の摺動を許容する如き最大の横方向寸法を有する。好適には、上記二葉形状本体の各拡大端部41は夫々、円形状の断面を有し、更に好適には、各拡大端部41は、内部キャビティ23の断面の直径と略々等しい直径を有する。

20

【0040】

上記二葉形状本体の各拡大端部41は、約2.5mm~6.5mm、好適には約3mm~5mmの間に含まれる円形断面の測定値を呈する。

【0041】

好適には、内部キャビティ23に沿う上記二葉形状本体の摺動形態において、上記二葉形状本体は、内部キャビティ23の表面上に位置する複数の接触点“T”を有すべく形状化され、各接触点“T”は理論的には、添付の図1Aに概略的に示された如く、対応する表面部分41a内に含まれた環状区画に対して関連付けられる。

30

【0042】

各表面部分41aは横帯域形状であり、且つ、各表面部分は、当接要素40の、特に上記二葉形状本体の、対称性の軸心“P”に対し、他の一切の横寸法よりも大きい直径を呈する領域に対する各拡大端部41の外側面の部分を含んでいる。

【0043】

換言すると、2つの表面部分41aは、各拡大端部41上に配備され、その上には、本体20の内部キャビティ23に沿った当接要素40の摺動状態下で後者の全ての接触点“T”が位置される。

40

【0044】

本実施形態に依れば、力を生成するデバイス10は、推進力の放出状態から、ユーザの要求内容に従い且つ要求時に供与されるために推進力が準備して負荷増大されるという初期状態まで移行する。これに関連して、力を生成するデバイス10の2つの作動使用状態が実質的に定義され、その一つの係合状態において、生成手段30は釘100の発射のための推進力を放出すべく事前設定され、且つ、その放出状態において、生成手段30は、推進力を釘100に対して直接的もしくは間接的に放出することにより、後者が患者の骨組織内に挿入されることを許容する。第1の係合状態から第2の放出状態への移行は、自動的に、または、デバイス10に対するユーザの命令時に行われ得る。

【0045】

50

上記生成手段30は特に、当接要素40と係合することによりそれをその放出位置までもたらしべく構成された係合/放出手段を備え、上記放出位置において当接要素40は、例えば弾性手段の作用下で、釘100の発射のために推進力を放出する。特に、上記係合/放出手段は、例えば、本体20の内部キャビティ23に沿って摺動すべく適合化された第1軸体31及び第2軸体32を備える。更に詳細には、第1軸体31及び第2軸体32は、相互に係合されるべく相互に対して移動可能であり、且つ、次続的に、放出状態を達成するために相互に対して一体的に移動可能である。第1軸体31は第2軸体32を放出状態へともたらず一方、第2軸体32は当接要素40を放出状態へともたらず。

【0046】

図示実施形態に依ると、第1軸体31はブライヤ形状端部31aを呈し、例えば、それは、対応する丸み付き端部32aを介して第2軸体32を可逆的に受容及び拘束することを許容する、花卉の冠部を備えた形式の形状を呈する。好適には、少なくとも、第1軸体31のブライヤ形状端部31aは、第2軸体32のリブ32bとの相互作用に続き、該第2軸体32と一体的に外方に撓曲可能かつ変形可能である。

【0047】

好適には、第2軸体32は当接要素40に対して可撓リンク部材45により撓曲可能に接続され、特にそれは、拡大端部41に対して上記二葉形状本体に対して接続され、第2軸体32は特に、ブライヤ形状端部31aとは逆側である対応取り付け端部32bを介して、上記二葉形状本体の拡大基端部41に対して接続される。第2軸体32の取り付け端部32bと上記二葉形状本体の基部拡大端部41との間における可撓接続体35としては、非限定的な例として、撓曲可能な金属製ケーブル、または、織成されたケブラー(Kevlar) (登録商標)もしくはナイロン(Nylon) (登録商標)、または、如何なるものであれ、他の任意の撓曲可能で非剛性の材料が挙げられる。

【0048】

その係合状態における生成手段30は、第2軸体32は第1軸体31に対して作用的に関連付けられ、好適には、第1軸体31及び第2軸体32は相互に対して移動せず、すなわち、該手段は、内部キャビティ23に沿って堅固に且つ同時的に並進する如き様式で、相互に対して機械的に接続される、という如きである。例えば、斯かる接続は、本明細書で以下において記述される如く、第1軸体31のブライヤ形状端部31aと、第2軸体32の丸み付き端部32a、特にリブ32bとの間の相互作用に依り実現される。添付図面に示された如く、上記係合状態は、第2端部22に沿い第1端部21に向けて移動する第1軸体31により実現される(第1軸体31の係合ストロークA)。

【0049】

その放出状態において生成手段30は、当接要素40により、釘100に対して直接的もしくは間接的に推進力を放出することで組織内へのその挿入を許容すべく構成され、当接要素40は、所定の速度及び力に従い釘100の頭部110の部分に対して直接的もしくは間接的に当接することから、上記釘に対し、貫通に必要とされる力を付与する。例えば、上記放出は、本明細書において以下に更に良好に詳述される如く、第1軸体31のブライヤ形状端部31aと、第2軸体32の丸み付き端部32a、特にリブ32bとの間の相互作用を無効にすることにより実現される。添付の例に示された如く、上記放出状態は、第1端部21から第2端部22まで進行する方向に従う第1軸体31及び上記第2軸体の一体的移動(第1軸体31及び第2軸体32の放出ストロークB)により実現される。好適には、力を生成するデバイス10は、係合ストロークBの方向の逆に向けられた放出ストロークAを呈する。

【0050】

特に、本発明に依れば、力を生成するデバイス10は、内部キャビティ23内に配置された案内部分24を通る第1軸体31及び/または第2軸体32の夫々の並進またはストロークにより、係合形態から放出形態への進行、及び、その逆を可能とする。

【0051】

実際、案内部分24は、第1軸体31及び第2軸体32を相互に堅固に束縛する結合を実施もしくは解消すべく構成される。特に、図示実施形態に依れば、案内部分24は、該案内部分24

10

20

30

40

50

を通る第1軸体31及び/または第2軸体32の並進を介し、すなわち、係合ストロークA及び放出ストロークBを介し、第2軸体32の丸み付き端部32aに対する第1軸体31の挟持を促進もしくは弛緩すべく構成される。

【0052】

案内部分24は好適には、プライヤ形状端部31aが閉じられたときにそれに対する第1軸体31の外径“d”に略々等しい内径“D”を有する第1区画24aと、外径“d”よりも大きい直径を有する第2区画24bとを有する。

【0053】

第1軸体31の係合ストロークAと、第2軸体32に対して堅固に束縛された該第1軸体31の放出ストロークBとの間において、案内部分24は、第1軸体31は上記第2軸体をその放出状態へともたらし、その後には、推進力を生成するために第2軸体32が該第1軸体31から放出されることを助力する如く、第2軸体32の丸み付き端部32aに対するプライヤ形状端部31aの挟持を可能とする。

【0054】

詳細には、第1軸体31は、案内部分24を縦走することにより第2軸体32に向かう係合ストロークAを実施すると共に、引き続き、第1軸体31及び第2軸体32は、案内部分24を再び縦走することにより放出ストロークBを実施する。第2軸体32に対する係合ストロークAを実施する第1軸体31の並進の間、第2軸体32は、添付図面に示された如く、内部キャビティ23に沿って配備された当接縁部23cにより、摺動が束縛される。案内部分24を抜け出したとき、プライヤ形状端部31aは、丸み付き端部32aに遭遇し、リップ32bを克服すべく自由に外方に撓曲する。引き続き、プライヤ形状端部31aは、図2に示された如く、リップ32bを越えて当接する。第1軸体31の並進は、該第1軸体31に対して作用する押圧力であって、好適には主線“L”の直線状区画に沿って該第1軸体31から第2軸体32に向けて導向されたという押圧力により行われる。

【0055】

好適には、第2軸体32に向かう第1軸体31の係合ストロークは、本体20の第2端部22から本体20の第1端部21に向けて導向されると共に、第1弾性要素50により生成される。

【0056】

実際、力を生成するデバイス10の生成手段30は、上述されたスラスト力であって、一切の摩擦力に打ち勝ち得ると共に、係合ストロークAを実施するために案内部分24の第1区画24aを介して第1軸体31を移動させ得るというスラスト力を生成すべく構成された如き第1弾性要素50を備える。

【0057】

一例として、本実施形態に依れば、添付図面中に概略的に示された如く、第1弾性要素50は、圧縮形式の螺旋スプリングである。

【0058】

放出ストロークBの間において、第1軸体31及び第2軸体32は、相互に対して係合されると共に、順次的に上記案内部分の第1区画24a及び第2区画24bを縦走することにより、第1端部21から第2端部22に進行する方向において一体的に移動する。案内部分24は、第1区画24aにより、第2軸体32の丸み付き端部32aに対するプライヤ形状端部31aの挟持を助力及び/または維持するが、それは、第2区画24bにより、第2軸体32の丸み付き端部32aに対する第1軸体31のプライヤ形状端部31aの挟持を弛緩させることにより、丸み付き端部32aをプライヤ形状端部31aから抜き取らせることで、添付の図3に概略的に示された如く第1軸体31から第2軸体32を係合解除することを可能とする。

【0059】

好適には、第1区画24aは本体20の第1端部21に向けて配置される一方、第2区画24bは本体20の第2端部22に臨んでいる。

【0060】

故に、放出ストロークAの間において、案内部分24の第1区画24a、及び、その後における該案内部分24の第2区画24bは、(第2軸体32は依然として第1軸体31に係合され乍ら)最初

は、少なくとも第1軸体31のプライヤ形状端部31aにより縦走される。

【0061】

案内部分24の直径に関して更に狭幅である第1区画24aから、案内部分24の直径に関して更に広幅である第2区画24bに至る上記距離範囲に沿い、プライヤ形状端部31aのストロークは、該プライヤ形状端部31aは通常的に、拡開しているか、または、第2軸体32により及ぼされて第1端部21に向けられた戻し力に委ねられるという事実により該プライヤ形状端部31aが外方に撓曲することを許容することから、第2軸体32の丸み付き端部32aは、第1軸体31から解放され得る。

【0062】

生成手段30は特に、上記の戻し力を及ぼすことで当接要素40に対し、特に上記二葉形状本体の各拡大端部41の一方に対して推進力を生成すべく構成された第2弾性要素60を備え、該推進力は押圧力を生成することから、本体20の第2端部22から該本体20の第1端部21に向けられた所定のストローク・パルスC(図4)に従い上記二葉形状本体を並進させる。特に、第2弾性要素60は、当接要素40及び第2軸体32を相互から離間して維持するために、それらの間に配設される。

【0063】

第2軸体32に対して係合された第1軸体31は、その全体として、ユーザにより操作される駆動システム70により生成される対向力により並進または放出ストロークBを実施し、この様にして、第1要素50及び第2要素60の両方の弾性力は同時に克服される。

【0064】

上記の説明に依れば、第2軸体32と上記二葉形状本体の拡大端部41との間には可撓接続体35が配備され、該可撓接続体35は、第2弾性要素60のスラスト力の下で、本体20の第1端部21に至る当接要素40の並進及び第2軸体32の並進を許容する如きである。

【0065】

換言すると、ストローク・パルスCに依る当接要素40の並進の間、上述の可撓接続体35により引張られる第2軸体32もまた、本体20の第1端部21に更に接近する。内部キャビティ23に沿う当接要素40のストロークは、可撓接続体35により制限もしくは阻止されない。内部キャビティ23に沿い配備された当接縁部23cは、第2軸体32のストローク限界点を規定する。

【0066】

ストローク・パルスCの間において、可撓接続体35は好適には当接体40の並進を可能とする如きであることから、該当接体40は、当該第2軸体の並進ストロークを終結することで自身の一部を以て当接縁部23cに対して当接するという第2軸体32に先行して、第1端部21に到達する。

【0067】

添付の図4においては釘打ち機300が概略的に示され、その場合、ストローク・パルスCは最終的に終端に到達しており、且つ、推進力は、可能的な補助当接要素の介設を以て当接要素40により釘100の頭部110に対して伝達されている。釘100は、骨組織内へと発射かつ挿入され、その場合、軸心方向、貫通深度及び位置は、ユーザにより事前設定されている。当接要素40の形状に依り、一切の詰まりが阻止され、且つ、内部キャビティ23の湾曲区画23bは、放出ストロークBの間と、特にパルス・ストロークCの間との両方において、通過され得る。詳細には、上記シャッタ要素の二葉形状によれば、狭幅部分42の前後において、各表面部分41aに対する接触が強化され得る。

【0068】

例示的にのみ、本明細書中に記述された実施形態に依れば、第2弾性要素60は、添付図面中に概略的に示された如く、圧縮形式の螺旋スプリングである。

【0069】

力を生成するデバイス10の生成器手段30が如何に作用するかを完全に且つ網羅的に理解するために、生成手段30は、第1軸体31に対して関連付けられて対向力を及ぼすべく構成された駆動システム70を備え、その対向力は、第1弾性要素50及び第2弾性要素60により及

10

20

30

40

50

ばされるスラスト力よりも大きいことから、第1軸体31及び第2軸体32は、相互係合の状態において、案内部分24を介しての放出ストロークBを実施することを銘記すべきである。

【0070】

本実施形態に依れば、力生成デバイス10は、第1要素50により及ぼされるスラスト力が、それを圧縮／伸張させることにより調節され得る如き様式で、第1弾性要素50に対して関連付けられた調節要素80を備える。

【0071】

調節要素80は好適には、本体20の第2端部22に対して配置され、且つ、該調節要素は、ユーザにより手動的に起動され得る回転可能なホイールであって、本明細書に添付された図1に示された如く第1弾性要素50を圧縮する／伸張させるために、主線“L”に沿って第1弾性要素50の当接表面81の位置を変更する如く、本体20の部分内に螺着され／該部分から螺着解除されるべく構成されたというホイールを備える。

10

【0072】

本発明の代替実施形態において、少なくとも生成手段30は、所定の推進力を生成する目的で、上述の機械的な部材に成り代わり得るか、それらと共に動作し得る電氣的及び電子的な部材を含み得る。例示的にのみ、生成手段30は、当該カム形状の回転撃鉄の回転サイクルの所定段階の間に釘に対して推進力が伝達される様に回転撃鉄を駆動する電気モータを備え得る。

【0073】

代替的に、生成手段30は、所定の推進力を生成する目的で、上述の機械的な部材に成り代わり得るか、それらと共に動作し得る機械的手段を備え得る。

20

【0074】

本発明の発明概念に従い、本明細書で以下においては、上述された如く推進力を生成するデバイス10を備える骨インプラント用途に対する釘打ち機300が特性記述される。図2から図4は、釘打ち機300の幾つかの使用形態を概略的に示すと共に、それらは本明細書で以下において更に良好に記述される。

【0075】

釘打ち機300は好適には、骨インプラント介入に適した釘保持ヘッド400を備え、更に好適には、該釘保持ヘッド400は、力を生成するデバイス10の本体20の第1端部21に対して固着される。

30

【0076】

好適には、釘保持ヘッド400は、釘打ち機300の作動使用形態において力を生成するデバイス10の当接要素40に向けて臨む頭部110を有する釘100を含む。釘保持ヘッド400は好適には、補助的な当接要素410であって、釘100が該ヘッド400から発射され且つその後骨組織内に挿入されるときに該釘を正しく案内することにより、当接要素40により受容された推進力を釘100の頭部110に対して伝達するという機能を主として有するという補助当接要素410を備え得る。

【0077】

釘打ち機300の力を生成するデバイス10の駆動システム70は好適には、添付図面中には示されないフット・レバーであって、足による釘打ち機300の起動が許容される様に起動手段30に対して作用的に関連付けられたというフット・レバーを備え；身体はこの部分を使用することにより、ユーザは実際、自身の手を自由とすることから、更に良好に操作を行い得る。

40

【0078】

上記フット・レバーは好適には、釘打ち機300の作動使用形態におけるその自由な移動及び位置決めを許容するために、可撓要素により、第1軸体31のプライヤ形状端部31aの逆端部31bに対して接続される。上記フット・レバーと、駆動システム70の他の要素との間に配置された上記可撓接続要素は、例えば、テフロン(Teflon)（登録商標）製の保護鞘体内に収容された金属織成ケーブルであり得る。

【0079】

50

添付の図2から図4には、釘保持ヘッド400が本体20の第1端部21に対して固着され且つ釘100は内部に配設されたという構成から開始するという、本発明に係る釘打ち機300の主な使用形態のシーケンスが概略的に且つ例示的に示される。

【0080】

本発明の発明概念に依れば、本体20の少なくとも一部分は好適には、その第1端部21にて撓曲可能であり、且つ、ユーザにより、所定の好適な方向に沿って配向される。好適には、本体20の第1端部21の配向は、故に、釘保持ヘッド400の配向もまた、釘打ち機300の用法の更なる融通性を付与することで、釘保持ヘッド400及び第1端部21が複数の位置の組み合わせで配向されることを許容する。

【0081】

本発明は、意図された目的及び課題を達成することより、上述の欠点を克服した。

【0082】

ユーザによる釘挿入操作は、好適には、本発明において特性記述された上記釘打ち機を保持する方の片手により実施される。

【0083】

本発明の釘打ち機による釘の挿入は、介入の優れた再現性を好適に許容することから、高品質の手術処置及び介入を確実とする。

【0084】

上記当接要素は、好適に推進力と共に進行すると共にそれを釘に対して伝達し得るべく、且つ、上記釘打ち機の本体の、特に、釘保持ヘッドが固着され且つ釘が配置された上記本体の端部の、一つのまたは一つ以上とさえされる湾曲部分を通り越し得るべく、形状適合される。

【0085】

好適に、上記当接要素は、上記本体の可能的な湾曲部分の頂点と接触する状態に至らずに、それを越えることで、上記本体の内部キャビティの各壁部に対する摩擦接触における低減された損失を以て推進力が伝達されることを許容する。先行技術とは異なり、推進力の斯かる効果的な伝達は、期待された如く骨組織内に釘が十分に貫通されなかった場合に医師が後者を反復的に打突せずに済むことを明確に許容する。

【0086】

本明細書における本発明において特性記述された如き、上記の推進力を生成するデバイスによる推進力の非常に効果的な伝達よれば、その各端部を、故に、釘打ち機全体を、複数の姿勢に配設することで、医師は一切のストレスまたは疲労なしで作業し得ることが好適に許容される。

【0087】

好適には、本明細書中に開示された釘打ち機により提供される高度な用法融通性と、該釘打ち機の助力により行われる釘の高度に効果的な挿入とに依れば、患者の快適性は有意に高められることから、もはや、痛覚的な状況に耐え且つ不快な姿勢を維持することは強いられない。

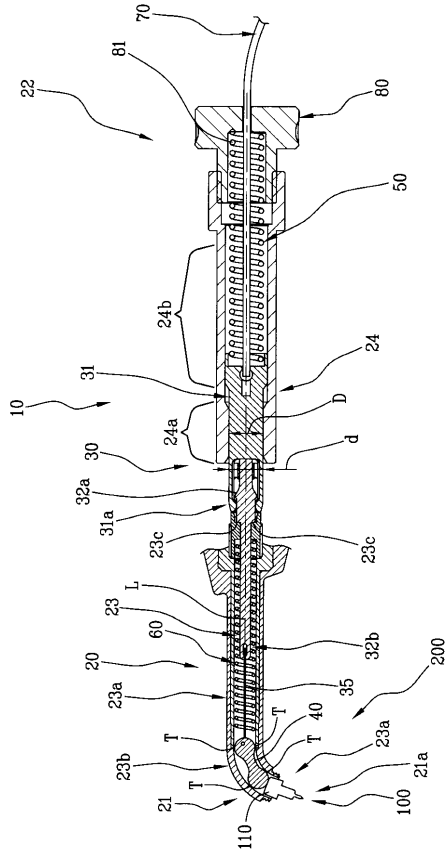
10

20

30

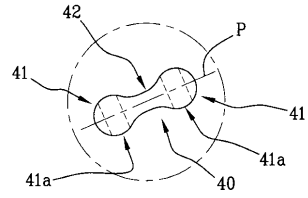
【 図 1 】

図1



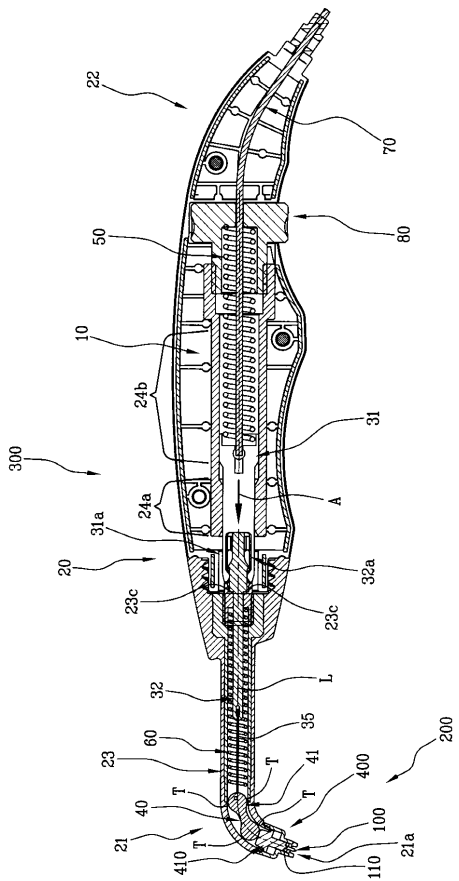
【 図 1 A 】

図1a



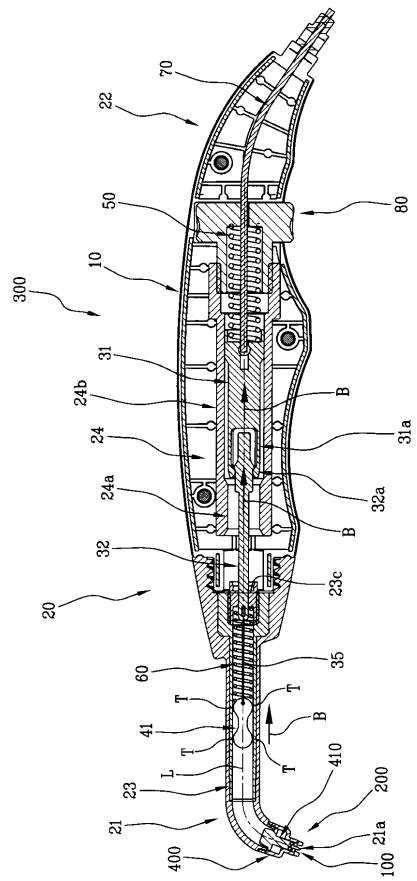
【 図 2 】

図2



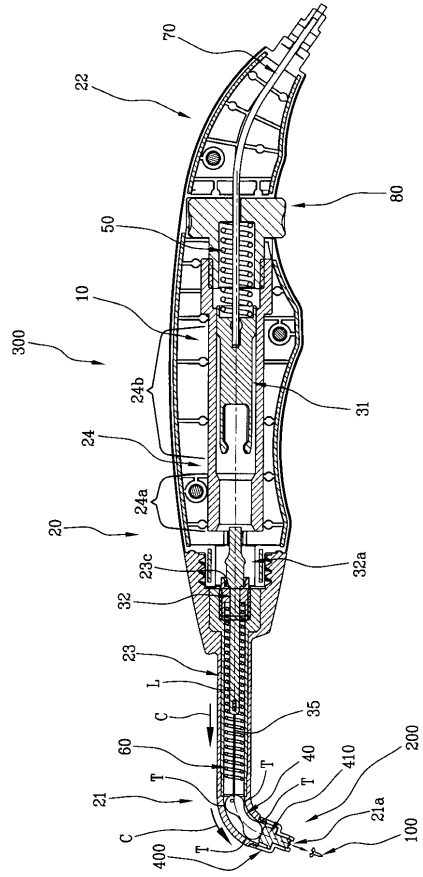
【 図 3 】

図3



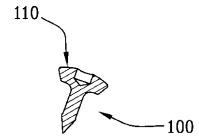
【 図 4 】

図4



【 図 4 A 】

図4a



フロントページの続き

(74)代理人 100130133

弁理士 曾根 太樹

(74)代理人 100180194

弁理士 利根 勇基

(72)発明者 コルラード サベリオ パルミジャーニ

イタリア国, 4 2 0 1 5 コッレヅジョ (レヅジョ エミリア), ピア クーネオ 7

Fターム(参考) 4C159 AA51

【外国語明細書】

2016067933000001.pdf