

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4412901号
(P4412901)

(45) 発行日 平成22年2月10日(2010.2.10)

(24) 登録日 平成21年11月27日(2009.11.27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 L 31/00 C
A 6 1 B 17/56 (2006.01)	A 6 1 L 31/00 P
A 6 1 C 8/00 (2006.01)	A 6 1 L 31/00 Z
	A 6 1 B 17/56
	A 6 1 C 8/00 Z

請求項の数 45 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2002-569000 (P2002-569000)	(73) 特許権者	501485227
(86) (22) 出願日	平成14年3月4日(2002.3.4)		ウッドウェルディング・アクチエンゲゼル シャフト
(65) 公表番号	特表2004-520908 (P2004-520908A)		スイス、6304 ツーク、ブンデスシュ トラーセ、3
(43) 公表日	平成16年7月15日(2004.7.15)	(74) 代理人	100064746
(86) 国際出願番号	PCT/CH2002/000132		弁理士 深見 久郎
(87) 国際公開番号	W02002/069817	(74) 代理人	100085132
(87) 国際公開日	平成14年9月12日(2002.9.12)		弁理士 森田 俊雄
審査請求日	平成17年2月23日(2005.2.23)	(74) 代理人	100083703
(31) 優先権主張番号	387/01		弁理士 仲村 義平
(32) 優先日	平成13年3月2日(2001.3.2)	(74) 代理人	100096781
(33) 優先権主張国	スイス(CH)		弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織部、特に骨格部への接続を製作するためのインプラント、ならびにインプラントの埋込のための装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の組織部への押込嵌め接続を製作するためのインプラント(7)であって、これは、他の組織部に前記第1の組織部を接続する、または前記他の組織部を置換えるもしくは支持するもしくは治療用補助装置である人工要素に前記第1の組織部を接続するためのものであり、

インプラント(7)は熱可塑性であって、2から200kHzの周波数領域の機械振動によって液化可能な材料から少なくとも部分的になり、前記液化可能材料は、前記液化可能材料の少なくとも一部を液化しかつ少なくとも前記第1の組織部の開口の中にこれを押込むように、少なくとも前記第1の組織部と接することができ、機械振動によって励起可能であり、かつ同時に少なくとも前記第1の組織部に押付けられるようにインプラント(7)上に配置されることを特徴とする、インプラント。

【請求項2】

液化可能材料は少なくとも1つの再吸収可能成分を含むことを特徴とする、請求項1に記載のインプラント。

【請求項3】

液化可能材料はさらなる機能を有する物質をさらに含むことを特徴とする、請求項1または2に記載のインプラント。

【請求項4】

インプラントはピンまたはだぼの形状を有することを特徴とする、請求項1から3のい

ずれかに記載のインプラント。

【請求項 5】

液化可能材料は、インプラント遠端のインプラント表面上および/または円筒形インプラント表面上に配置され、インプラントは液化不可能な材料からなるコア(11)を含むことを特徴とする、請求項 4 に記載のインプラント。

【請求項 6】

インプラントは液化不可能な材料からなるスリーブ(13)を含み、液化可能材料はスリーブの内側に配置され、スリーブは液化された材料の出口用の開口(58)を含むことを特徴とする、請求項 4 に記載のインプラント。

【請求項 7】

液化可能材料は再吸収可能であり、コア(11)またはスリーブ(13)の表面の少なくとも一部は生物に作用することを特徴とする、請求項 6 に記載のインプラント。

【請求項 8】

インプラントは、インプラント近端に配置される保持手段(14, 15)を含むことを特徴とする、請求項 3 から 7 のいずれかに記載のインプラント。

【請求項 9】

インプラントはプレート(35および36)または膜(35)の形状を有することを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれかに記載のインプラント。

【請求項 10】

プレートまたは膜(35)は1層からなることを特徴とする、請求項 9 に記載のインプラント。

【請求項 11】

プレート(35および36)または膜は、液化可能な材料からなる層および液化不可能な材料からなる層を含み、液化可能な材料は液化不可能な材料の1つの表面の少なくとも一部を覆い、2つの層は、押込嵌めまたは材料嵌合によって互いに接続されることを特徴とする、請求項 9 に記載のインプラント。

【請求項 12】

インプラントは、人工支持もしくは固定要素、人工関節要素、義歯、ブリッジもしくは人工歯、縫合ねじ山、締結ワイヤまたは治療用補助装置のための固定手段として設計されることを特徴とする、請求項 1 から 11 のいずれかに記載のインプラント。

【請求項 13】

請求項 1 から 12 のいずれかに記載のインプラント(7)を埋込むための埋込装置(1)であって、

発振器(2)、発振要素および共振器(6)を含み、発振器(2)は発振要素を励起して機械発振させるように設計され、共振器(6)および発振要素は発振ユニット(3)を形成するように接続され、共振器(6)は、機械発振の伝達のため、インプラント(7)に能動的に接続可能であり、かつインプラント(7)を組織部に押付けるように設計され、

装置は、ハウジングの上に支持されるインプラントガイドをさらに含むことを特徴とする、埋込装置。

【請求項 14】

装置は、2から200kHzの周波数での共振器(6)の機械発振のために設計されることを特徴とする、請求項 13 に記載の埋込装置。

【請求項 15】

装置は、機械発振のさまざまな周波数、さまざまな周波数パターン、および/またはさまざまなエネルギー脈動を設定するように備えられることを特徴とする、請求項 13 または 14 に記載の埋込装置。

【請求項 16】

共振器(6)または共振器(6)の遠端部は交換可能でありかつ無菌化することができることを特徴とする、請求項 13 から 15 のいずれかに記載の埋込装置。

10

20

30

40

50

【請求項 17】

共振器(6)は、ピン状またはだぼ状インプラント(7)を保持するように設計されることを特徴とする、請求項13から16のいずれかに記載の埋込装置。

【請求項 18】

組織部への接続を作製するためのキットであって、前記キットは埋込装置(1)を含み、埋込装置(1)は、発振器(2)、発振要素および共振器(6)を含み、発振器(2)は発振要素を励起して機械発振させるように設計され、共振器(6)および発振要素は発振ユニット(3)を形成するように接続され、共振器(6)は、機械発振の伝達のため、インプラント(7)に能動的に接続可能であり、かつインプラント(7)を組織部に押付けるように設計され、前記キットは、請求項1から12のいずれかに記載の複数のインプラント(7)とをさらに含む、キット。

10

【請求項 19】

埋込装置(1)の共振器(6)はその遠端に保持手段を含み、インプラント(7)はピン状またはだぼ状であり、それらの近端は、共振器(6)の保持手段に適合される保持手段を含むことを特徴とする、請求項18に記載のキット。

【請求項 20】

キットは、さまざまなピン状またはだぼ状のインプラントと、共振器(6)または遠位共振器部とを含み、その遠位表面はインプラントの近位断面に対応することを特徴とする、請求項18または19に記載のキット。

【請求項 21】

インプラント(7)の少なくとも一部はピン状であり、キットは、摩擦嵌めのために直径がインプラント(7)の最大直径に適合されたドリルをさらに含むことを特徴とする、請求項18から20のいずれかに記載のキット。

20

【請求項 22】

インプラント(7)の少なくとも一部は、開口(58)を有するスリーブ(13)中に液化可能材料を含み、キットは、少なくとも1つの共振器(6)または遠位共振器部をさらに含み、その断面はスリーブ(13)の近位内側断面に適合されることを特徴とする、請求項18から21のいずれかに記載のキット。

【請求項 23】

キットは、開口を備えるガイド(82)と、少なくとも1つの共振器(6)または遠位共振器部とをさらに含み、その断面は開口に適合されることを特徴とする、請求項18から22のいずれかに記載のキット。

30

【請求項 24】

キットは埋込装置(1)用の無菌カバーをさらに含むことを特徴とする、請求項18から23のいずれかに記載のキット。

【請求項 25】

埋込装置(1)は、さまざまな発振周波数、さまざまな周波数パターン、および/またはさまざまなエネルギー脈動を設定するために備えられ、キットは、さまざまなインプラント用の設定指示をさらに含むことを特徴とする、請求項18から24のいずれかに記載のキット。

40

【請求項 26】

請求項1から12のいずれかに記載の1つ以上のインプラント(7)を備える追加キットであって、前記追加キットは、機械発振エネルギーの補助によってインプラントを埋込むための指示をさらに含む、追加キット。

【請求項 27】

埋込装置の補助によって請求項1から12のいずれかに記載のインプラント(7)を人間以外の動物の組織部に埋込むための方法であって、埋込装置(1)は、発振器(2)、発振要素および共振器(6)を含み、発振器(2)は発振要素を励起して機械発振させるように設計され、共振器(6)および発振要素は発振ユニット(3)を形成するように接続され、共振器(6)は、機械発振の伝達のため、インプラント(7)に能動的に接続可

50

能であり、かつインプラント(7)を組織部に押付けるように設計され、前記方法は、

押込嵌め手段として好適な表面凹凸もしくは開口を組織部が有するか、またはそのような表面凹凸もしくは開口を静水圧によって作製可能な領域において、液化可能な材料からなるインプラント領域が組織部と接するまたは組織部と接触できるように、組織部上にインプラント(7)を位置決めするステップと、

液化可能材料のうち少なくとも一部が液化され、前記表面凹凸または開口の中に押込まれるまで、インプラントに機械発振を当て、かつ同時にインプラントを組織部に押付けるステップと、

依然としてインプラントを組織部に押付けながら液化可能材料を再凝固させるステップとを含む、方法。

10

【請求項28】

組織部は、人間以外の動物の骨部、軟骨部、靭帯部または腱部(10, 20, 50, 72, 73)であることを特徴とする、請求項27に記載の方法。

【請求項29】

作製すべき接続は、点ごとの、深さに対して効果的な接続であることを特徴とする、請求項27または28に記載の方法。

【請求項30】

開口は埋込前に組織部の中に作製され、インプラント(7)は開口の中に位置決めされることを特徴とする、請求項27から29のいずれかに記載の方法。

【請求項31】

組織部は、皮質骨物質(22)および海綿状骨(23)を備える骨であり、埋込前は少なくとも皮質層(22)が開いていることを特徴とする、請求項27から30のいずれかに記載の方法。

20

【請求項32】

作製すべき接続は、表面が大きく、表面的な接続であることを特徴とする、請求項27または28に記載の方法。

【請求項33】

好適な組織表面領域は、インプラント(7)の位置決めの前でこぼこをつけられることを特徴とする、請求項32に記載の方法。

【請求項34】

インプラントをプレート(21)に固定するため、インプラントの近位領域は、前記機械振動によって液化可能な材料を含むことを特徴とする、請求項4に記載のインプラント。

30

【請求項35】

ヘッド状の近位領域を含むことを特徴とする、請求項4または34に記載のインプラント。

【請求項36】

液化可能材料はインプラント遠端のインプラント表面上および/または円筒形インプラント表面上に配置され、液化可能材料はエネルギーディレクタとして働く段差を含むことを特徴とする、請求項5に記載のインプラント。

40

【請求項37】

保持手段はプレス嵌め接続のために設けられることを特徴とする、請求項8に記載のインプラント。

【請求項38】

共振器はプレス嵌め接続のために設けられることを特徴とする、請求項17に記載の埋込装置。

【請求項39】

複数のピン状インプラントと、前記ピン状インプラント(7)に適合される開口を備える少なくとも1つのプレート(21)とを含むことを特徴とする、請求項18に記載のキット。

50

【請求項 4 0】

プレート(21)は金属であり、プレート(21)との接続のため、ピン状インプラント(7)の近位領域は前記機械振動によって液化可能な材料を含み、開口は、液化可能材料との押込み嵌め接続のために設けられることを特徴とする、請求項39に記載のキット。

【請求項 4 1】

開口はねじ山を含むことを特徴とする、請求項40に記載のキット。

【請求項 4 2】

プレート(21)および/またはピン状インプラントの近位領域は液化可能材料を含み、これによりプレートおよびインプラントの近端領域は、機械振動を加えることによってとも溶接または接着され得ることを特徴とする、請求項39に記載のキット。

10

【請求項 4 3】

ピン状インプラント(7)が用いられ、プレート(21)は組織部上に位置決めされ、プレートはピン状インプラント(7)に適合される開口を含み、ピン状インプラント(7)は開口を通して組織部上に位置決めされることを特徴とする、請求項27から31のいずれかに記載の方法。

【請求項 4 4】

ピン状インプラント(7)は、インプラント近位領域中および/またはプレート上に配置された液化可能材料が液化されてインプラントとプレート(21)との間に押込み嵌め接続、溶接または接着接続を形成するまで、機械振動を当てられることを特徴とする、請求項43に記載の方法。

20

【請求項 4 5】

インプラント(7)はその近位領域がプレート(21)と同じ高さに整列されるまで組織部に押付けられることを特徴とする、請求項43または44に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、最初の独立特許クレームのプリアンブルに記載のインプラントに関する。インプラントは、ヒトまたは動物の組織部、特に骨格部に対する少なくとも部分的な押込み嵌め接続(positive-fit connection)の作製の働きをする。インプラントの補助により、組織部は、互いと接続されるか、または組織部を支持するもしくは置換える手段もしくはその他の治療用補助装置に接続される。この発明は、対応の独立特許クレームのプリアンブルに記載の装置および方法にさらに関する。装置および方法はインプラントを埋込む働きをする。

30

【背景技術】**【0002】**

骨格部(骨)への接続を作製するための公知のインプラントは、たとえば、ねじ、ピン、留め金などであり、それらは骨に骨を接続する、または人工の保持部、安定部、支持部もしくは骨格部を置換える部分(安定もしくは固定プレート、縫合、ワイヤ、人工関節要素、義歯など)に骨を接続するのに用いられる。インプラント用のそのような接続要素は、たとえば金属またはプラスチックおよび再吸収可能プラスチックから成る。治癒した後、接続要素はさらなる手術で取除かれるか、または体内に残されて、恐らく徐々に分解され、生存組織(vital tissue)によって置換えられる。

40

【0003】

骨折を安定させるため、たとえば上述のようなねじを用いて、好適な孔を備える固定プレートが骨折領域に固定される。プレートおよびねじは、たとえば金属(たとえばステンレススチールまたはチタン)から成る。ねじは自身で切込んでいくものであり、骨の中のねじ山のない開口の中へ回転して入っていくか、または予めドリルで孔を開けたねじ山付き開口の中に螺合される。ピンおよび留め金は、同様の目的のために予め作製された開口の中に打込まれる。上記態様で作製される接続は通常、摩擦係合、場合によっては押込み

50

嵌めに基づくものである。

【0004】

すべての場合において、埋込と場合によっては除去の際にも大きな力（ねじり力および衝撃力）を加える必要がある。このことがしばしば意味するのは、インプラントは、埋込まれるときにそれらが担うべき荷重に対してよりも、埋込および除去に対する機械的安定性をより多く有する必要があるということである。特に、金属よりもかなり低い機械的強度を有する再吸収可能プラスチックから成るインプラントについては、インプラントの断面が比較的大きくなければならないことになり、したがって埋込の際に生存組織に不所望に大きな開口を作製しなければならないことになる。

【0005】

上記接続要素の埋込はかなりの量の熱も生成することがあり、特に、摩擦係合させるために克服すべき摩擦による熱のために周囲組織を損なうことがある。これは特に、ねじ山切り、自分で切込んでいくねじの螺合、および予めドリルで孔を開けずに行うインプラントの打込みに当てはまる。

【0006】

上述のタイプの接続を作製するため、硬化可能プラスチック材料（たとえば水硬性またはポリマーベースの特定のセメント）を用いることも公知である。そのような材料は、粘性の高い状態でインプラントと生存組織の間または組織の破損部の中へ外から押込まれて、インサイチュで硬化される。材料を押込む開口が好適なアンダーカットを含む場合、そのような材料を用いて押込み嵌め接続を作製することができる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

この発明の目的は、組織部（特に骨格部、軟骨部、腱部、靭帯部および他の組織部）への押込み嵌め接続を作製するためのインプラントであって、前記インプラントは弱い力でしっかりと単純な態様で埋込むことができ、前記インプラントは、埋込後即時に非常に安定した接続（一次安定性（primary stability））をもたらすことができる、インプラントを提供することである。さらに、インプラントは、公知のインプラントのうち少なくともいくつかの場合よりも熱量および応力集中についての問題が少なく、かつ埋込むべき異物の体積をさらに低減できることが望ましい。この発明のさらなる目的は、インプラントを埋込むための装置および方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この目的は、特許クレームに規定されるようなインプラント、装置および方法によって達成される。

【0009】

この発明は、特に、機械的振動により目標とする態様で熱可塑性ポリマー材料を液化することができ、この状態で静水圧によって空洞（たとえば木の孔）の中にこれを押込むことができ、こうして凝固後の押込み嵌め接続を作製するという、それ自体公知の事実（公報W098/42988）を利用する。

【0010】

この発明に従うと、組織部への押込み嵌め接続を作製する働きをするインプラントは、機械的発振エネルギー（特に超音波）により、すなわち内部および/または外部摩擦により、比較的低温（ < 250 ）で液化可能な材料から少なくとも部分的になり、それにより、外部圧力によって組織部の孔またはその他の開口の中にこの材料を押込んで、再凝固したときに押込み嵌め接続を形成することができる。

【0011】

この発明に従うインプラントにおける機械的エネルギーで液化される材料として、比較的低温で可塑化されるポリマーが好適であり、特に、医学的に適用可能であることが既知であるサーモプラストが好適である。再吸収不可能なそのようなサーモプラストは、たとえ

10

20

30

40

50

ば、ポリエチレン（PE）、ポリメチルメタクリレート（PMME）、ポリカーボネート（PC）、ポリアミド、ポリエステル、ポリアクリレートまたは対応の共重合体である。再吸収可能なそのようなサーモプラストは、たとえば、乳酸および/またはグリコール酸に基づくポリマー（PLA、PLLA、PGA、PLGAなど）ならびにポリヒドロキシアルカノエート（PHA）、ポリカプロラクトン（PCL）、ポリサッカライド、ポリジオキサノン（PD）、ポリ無水物または対応の共重合体である。シキソトロピック特性を有するそれ自体公知の水硬性またはポリマーセメントも同様に好適である。それらは、たとえば、燐酸カルシウムセメント、硫酸カルシウムセメントまたはメタクリレートセメントである。そのようなセメントは、シキソトロピックに調製された自然組織（native tissue）または移植材も含んでもよい。それらのシキソトロピック特性により、機械的エネルギー（特に超音波）を加えることにより、しかも温度を上昇させることなく、そのようなセメントを粘性の高い状態から流体状態にすることができる。

10

【0012】

埋込のため、この発明に従うインプラントは、（場合によっては特にインプラント用に作製された開口の中でまたは表面上で）組織部と接するようにされ、次に超音波エネルギーを当てられ、同時に組織部に押付けられる。インプラントの好適な設計によりおよびエネルギーの好適な計測により、局所的に目標を定める態様で必要最小限の液化可能材料のみが確実に液化される。十分な材料が液化されて押込まれるとすぐにエネルギーの供給がストップされる。これにより、液化された材料はその新しい形状で凝固する。ここで、インプラントに対する圧力は維持されるのが有利である。

20

【0013】

埋込について、上述の材料はこのように外部の熱によって液化されるのではなく、機械的エネルギー（発振エネルギー、振動エネルギー）、すなわち内部および/または外部摩擦の結果として液化される。これにより、周囲組織に対する熱の負担（thermal burden）は低いままとなる。機械的エネルギーにより、異なる材料相の間で非常に高い剪断効果が達成される。これは、均一な液化、低い粘性の達成、および周囲に対するさらに低い負担に寄与する。この態様で液化される材料は、次に、静水圧によって周囲組織の孔または開口の中に押込まれて周囲組織に浸透し、これを実現する。

【0014】

必要に応じて、さらなる機能のためにさらなる物質を液化可能材料に混ぜることが有利であろう。たとえば、副反応で膨張してその中に孔を形成する、機械的に材料を強化する物質、治癒もしくは再生を促進するため生存している周囲部に放出されるべき物質、またはその他の機能を果たす物質などである。そのような治癒促進および再生促進物質は、たとえば、成長因子、抗生物質または炎症抑制剤である。液化材料の流れにより目標を定めた態様でそのような物質を所望の場所に運ぶことができたり、またはこれを組織領域に分散させたりしてもよく、再吸収可能材料の場合は遅らせて放出されてもよい。

30

【0015】

この発明に従う接続インプラントを用いると、点毎のまたは大表面の接続を実現することができる。目標を定めた態様で、接続部に対する負荷分散に影響を与えおよびこれを制御することができる。たとえば、この発明に従うインプラントを用いると、大きな表面にわたり（たとえば図15もしくは図16参照）または点毎におよび深さに対して効果的な（depth effective）ように（図2から図4参照）骨表面の上に固定または安定プレートを固定することができる。より表面的な接続は、たとえば、骨への接続のために骨の上に位置決めされ、その後機械的エネルギー（たとえば超音波振動）で少なくとも局所的に励起される、一体化された液化ゾーンまたは完全液化層を有するプレートまたは他の支持もしくは固定装置によって達成される。液化可能領域には、有利にはエネルギーディレクタ（energy director）が設けられるか、または液化可能領域はエネルギーディレクタと接する。振動エネルギーの集中によって局所的液化を促進するエネルギーディレクタは、たとえば、ピラミッド状、円錐状、半球またはリップ状の要素などの突出要素である。

40

【0016】

50

深さに対して効果的な留め具は、長さにわたって変化するまたは一定の断面（または断面外形）を有し、かつ全体的にまたは部分的に液化可能材料から成るピン状またはだぼ状インプラントによって達成される。それらは組織の表面上または組織の中に位置決めされて、次に励起される。これらのインプラントは有利には、予め規定された場所（先端または特定の心棒領域）で液化が開始するように設計される。制御された液化は、エネルギーディレクタ（規定された態様で形作られる突出要素）によっても達成され得る。深さに対して効果的な留め具は、接続すべき組織の中にインプラントを入れることによって達成される。静水力学的状態とは、液化された材料が大きな圧力下で隣接する組織の中に押込まれるようなものであり得る。

【 0 0 1 7 】

この発明に従うインプラントを埋込むための装置、すなわち組織部と接する液化可能材料を液化するためおよびそれを組織の中に押込むための装置は、周囲組織および材料における能動的な温度制御の働きをさらに行い得る。これにより、妥当でない量の熱および高温、ならびにそれによって生じる組織の損傷を防止することができる。埋込プロセスは、適切な場合に、好適に配置されたセンサおよび熱伝導要素により、供給されおよび除去されるエネルギー（熱分散および熱管理）に関する装置を能動的に制御することによって制御される。そのような埋込は、供給エネルギーを計測することおよび過剰なエネルギーを放散することによって制御される。

【 0 0 1 8 】

材料の液化のために用いられるエネルギーは好ましくは、圧電または磁気限定的励起（magneto restrictive excitation）によって発生される。発振器によって活性化されて発振する発振ユニット（たとえば圧電素子+ソノトロード）は、それに能動的に接続される（それに押付けられる）インプラントに、約2から200kHzの周波数領域の波、好ましくは超音波（たとえば20または40kHz）を伝える。インプラントは骨または組織に結合されて、音響エネルギーが液化材料によって内部でまたは表面で吸収されるように接続され、これによりこの材料が少なくとも局所的に液化される。液化プロセスは大きな剪断効果によって達成される。内部摩擦およびしたがって内部液化は、（たとえば小球のような）液化されるべき材料に局所的に埋込まれかつ異なる密度を有する第2の成分によって高めることができる。インプラントまたはインプラント部としてシキソトロピックな粒状セメントを用いると、同様の効果が得られる。

【 0 0 1 9 】

この発明に従う方法によって作製される接続は、主に押し込み嵌め接続である。ここで、押し込み嵌め手段は、両側にある非常に小さいもの（表面の凹凸、表面の粗さまたは組織の孔）であっても、またはより大きなもの（組織の中もしくは組織部間のより大きな空洞、または機械的に作られた組織中の開口または空洞）であってもよい。接続インプラントは、特に組織部との接触領域においてまたはその内部において、制御された態様でインプラントが液化されるように、超音波によって機械的に励起される。液化は通常、組織表面上または組織内の好適な開口で起こる。この開口は、接続インプラントが組織表面を通り抜けることにより、またはその他の機械的手段を用いて行われる埋込の前に作られる。

【 0 0 2 0 】

深さに対して効果的な態様での液化可能材料の組織の中への組込みを、非常に簡略してかつ概略的に、水圧シリンダ中のピストンの効果と比較することができる。接続インプラントのまだ液化されていない材料を組織開口の中に入れ、本質的にこれを充填し、封止する。液化された材料は開口から出ることができないため、外部から作用する荷重（インプラントに対する圧力）によって静水圧が発生する。圧力および発振により、周囲材料の既存のおよび/または新しく形成された空洞の中に液化材料が押込まれて接続される（生存組織）。貫通深さは、とりわけこれらの周囲の性質、動作パラメータ、および液化可能材料（特にその粘性）に依存する。組織の中に押込まれる材料の量は、接続インプラントの液化可能なまたは液化された体積によって決まる。多量の液化材料が必要な場合、または組織の中に存在する空洞のサイズおよび数がわかっていない場合は、ほぼ無限に供給可能

10

20

30

40

50

なインプラントまたはインプラント成分を用いることができる。

【0021】

変位されかつ圧縮された材料によって発生する、たとえば組織の破裂などの破損に繋がり得る応力ピークは、互いに対して調整された超音波と機械的圧力または静水圧とを目標を定めた態様で印加することによって、ならびにインプラントおよびその上に配置される液化可能材料の好適な設計によって回避される。組織中の空洞および空隙は、十分に多孔質な組織の場合は予めドリルで孔開けしなくても、液化材料によって充填される。同時に、液化可能材料と接する組織は制御された態様で圧縮されるため、その結果生じる接続インプラントの保持は、非常に多孔質の組織（たとえば骨粗鬆症の骨組織）においてすら強固なものである。上記効果により、この発明に従うインプラントは、大きな機械的引張りまたは荷重に耐えることができる。治癒過程の後の段階で、荷重可能性（loadability）は、制御された態様で低減されるか、または、インプラントが再吸収可能な材料で少なくとも部分的に作られている場合は、再生組織によって引継がれる（二次安定性（secondary stability））。

10

【0022】

この発明は、たとえば顎に義歯を固定するのに好適である。義歯は好ましくは、この発明に従うインプラントとして設計され、かつさまざまな冠部に接続可能な標準化基部を含む。基部は、機械的エネルギーによって液化可能な材料から全体的にまたは部分的に成る。この材料は、顎骨の開口の中に位置決めされると、機械的エネルギーによる励起で液化され、骨組織の孔の中に押込まれる。これにより、インプラントは開口におよび組織の孔に適合して、埋込の後即時に安定し（一次安定性）、歯の根元部開口の中だけでなく隣接する骨組織に十分に固定され、こうして冠部を固定するのに好適な基部を形成する。液化可能材料が再吸収可能なものである場合、上記一次安定性は、再生された骨組織による二次安定性によって少なくとも部分的に後で置換えられる。

20

【0023】

この発明のさらなる応用分野は、たとえば人工関節要素の分野である。人工関節ソケットおよび関節球またはそのステムは、生存骨組織に接続されるか、またはこの発明に従うインプラントによってその中に固定され得る。埋込に対する緩やかな荷重の伝達に加えて、剛性の飛躍が十分に回避されるように、使用材料が選択される。このことはインプラントの寿命にプラスに寄与する。

30

【0024】

この発明に従うインプラントの埋込のために用いられる装置は、たとえばケーブルなどの伝達手段を介して発振ユニットに伝達される電氣的発振を発生するための発振器を含む。発振ユニットは発振要素（駆動ユニット）および共振器を含み、この2つは互いと能動的に接続されている。駆動ユニット（たとえば圧電素子）は共振器を励起して発振させる。共振器の発振は、伝達手段を介してまたは直接にインプラントに伝達される。発振により、インプラントは、内部液化によりまたは非発振環境（組織部もしくは別のインプラント部）との接触により少なくとも局所的に液化される。励起の間、インプラントは、好適なホルダを用いて保持されてもよく、および/またはガイド要素によって導かれてもよい。侵襲性外科手術を最小限にするため、インプラントを発振ユニットのすぐ上に固定することが特に好適である。保持手段および/またはガイド手段は、インプラントの一時的な保持または固定だけでなく、温度管理（特に熱放散）のために設けられてもよい。

40

【0025】

目標を定めた局所的な態様でインプラントの材料が液化されることにより、大量の熱が発生することはない。さらに、インプラントに隣接する組織領域の温度は、たとえば、目標を定めた態様で熱を放散するように作用する熱伝導要素、または温度を制御する態様で作用する冷却液（たとえば無菌リンガー液）による温度管理によって能動的に制御される。

【0026】

たとえばヒトまたは動物の骨格に対する、この発明に従うインプラントの埋込のための

50

方法は以下のように実行される。すなわち、インプラントは骨格部と接するようにされ、次に機械的発振が発生されてインプラントの液化可能材料に伝達される。一方、インプラントは骨格部に押付けられる。液化可能材料が十分に液化し、接触領域で骨組織または骨格部の少なくとも表面凹凸部の中に入り込むまで、機械的エネルギーが供給される。次に機械的発振が停止されて、液化材料を再凝固させる。なお、この間は静水圧を維持することが有利である。再凝固した材料は、押し込み嵌めによって骨格部にインプラントを固定する。

【 0 0 2 7 】

この発明に従う接続インプラントは、ピン、だぼ、および/またはプレートもしくは膜の形状を有する。これらは、組織部どうしの互いの接続または人工要素への組織部の接続の働きをする。

10

【 0 0 2 8 】

上述の態様での埋込のため、この発明に従う少なくとも1種類のインプラント、有利には応用分野に好適なさまざまな寸法決めされたインプラントの取り揃えと、埋込を実行するための装置とを含むキットまたはセットを用いることが有利である。有利には、このキットは、装置の無菌使用のための手段(装置用の無菌カバー)も含み、場合によっては、無菌化可能な交換部品(特に、共振器、遠位共振器部または伝達部)も含む。異なる形状により、共振器部は、たとえば、さまざまなインプラントおよび/または適用例に適合される。さらに、キットは有利には、埋込のための指示、埋込パラメータに関する詳細、組織部を調製するためのさらなる補助手段(たとえばインプラントに合うドリル)、位置決め器具、制御器具、ならびに/またはインプラントおよび/もしくは共振器に適合されるインプラントガイドを含む。

20

【 0 0 2 9 】

キットまたはセットは好ましくは、その後のインプラントの配備によって完全な状態に保たれる。この選択は需要に合わせてられるが、時間とともに変更されてもよい。その後の配備(取換えおよび追加キット)は一方では、使用済みインプラントの取換えおよび新しいタイプのインプラントを含み、ここでも、たとえば、組織調製に好適な手段、位置決め器具、制御器具、適合された共振器または共振器部、インプラントガイド、および特に対応の埋込指示を含む。

【 0 0 3 0 】

この発明は添付の図面によってより詳細に説明される。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 1 】

図1は、この発明に従うインプラントを埋込むために適用可能な埋込装置1の例示的な実施例を概略的かつ非常に簡略化した態様で示す。

【 0 0 3 2 】

装置1は発振器2および発振ユニット3を含み、この2つはケーブル4を介して接続される。ハウジング5に部分的に収容される発振ユニット3は、たとえば手持ちドリルのように用いられる手持ち装置として設計される。発振ユニット3は、ハウジング5(詳細には図示せず)に一体化されかつ共振器(ソノトロード)6に能動的に接続される発振要素を含む。少なくとも遠位共振器部はハウジング5の外に突出する。発振器2は発振要素にエネルギーを供給する。発振要素によって励起されると、共振器は予め規定された周波数で発振するか、または場合によっては、予め規定された周波数パターンで発振する。2から200Hzの周波数および二方向矢印で示される方向(z方向)の1から100μmの共振器振幅が特に好適である。周波数は、用途、液化される材料ならびに共振器およびインプラントの形状に依存して設定され得る。たとえば、より低い周波数およびより大きな振幅のさらなる機械的発振を超音波域の振動に重ね合わせることも考えられる。多くの場合、たとえば20または40kHzの単一の発振周波数およびz方向(共振器6がインプラント7を組織部に押付ける方向)のたとえば約20または30μmの共振器振幅のために装置を設計すれば十分である。出力(単位時間当りの供給エネルギー)を制御するため、励

40

50

起をパルス化してもよい。すなわち、パルス距離および/またはパルス長さが設定される。

【0033】

有利にはおよびそれ自体公知の態様で、共振器が定常波で発振するようにおよびインプラントに押付けられるその遠端がz方向に最大振幅を有するように、発振周波数および共振器の形状が互いと適合される。ピン状インプラントを、予め規定された励起周波数および予め規定されたインプラント材料に一致する長さにすることがさらに有利である。

【0034】

図1に示されるように、共振器6の遠端は、インプラント7を保持するように設計されてもよい。これは、たとえば脚10の骨などの組織部の上または組織部の開口の中にインプラントを位置決めするのを簡略化する。開口なしの埋込および位置決めには、ハウジング5の上または組織部の上に支持されるインプラントガイドを設けることも有利であろう。ハンマーのように平らな端面を備える共振器を設計し、好適な別個の搭載もしくはガイド手段によって保持されるまたは組織開口に保持されるインプラントに共振器を単に押付けることも可能である。そのような共振器の遠端面は埋込の間にインプラントにくっついてはならない。これは、共振器の好適な非接着端面によってまたは液化不可能な材料からなる共振器部に隣接するインプラント部によって達成される。

10

【0035】

無菌手術領域で適用可能であるように、装置は、たとえば無菌カバーの中で用いられる。有利には、無菌カバーは共振器の遠端のための開口を含み、共振器または遠位共振器部を取外して交換または無菌化することができる。

20

【0036】

この発明に従う埋込装置1のその他の例示的な実施例は、たとえば、(エネルギー供給を含む)すべての構成要素を含む手持ち装置としてまたは完全に定置される装置として設計される。

【0037】

図2は、この発明に従うインプラント7によって、たとえば骨折部または裂傷領域の骨部に固定されて、骨折または裂傷を安定させる固定または安定プレート21を示す。骨部20は、この場合、比較的薄い比較的小さい外側皮質層22と、この下の多孔質の海綿状骨組織23とを含む。図2に示されるもの以外に、自然組織における皮質骨から海綿状骨への遷移は、組織がより多孔質になっていく緩やかな遷移である。インプラント7はプレート2の開口を通して延在し、皮質骨物質22を通して海綿状骨23に達し、少なくとも海綿状骨23に固定される。

30

【0038】

図3および図4は、たとえば図2に示された適用例で用い得る、この発明に従うインプラントの2つの例を断面でおよび縮尺を拡大して示す。図3は埋込後のインプラントを示し、図4は、発振エネルギーが当たるようにプレート21および皮質骨物質22の開口24の中に位置決めされる別のインプラントを示す。

【0039】

埋込のためには、たとえばドリリングによって少なくとも皮質物質層に孔を開けなければならない。好適なポアは、ポケットホールとして海綿状骨23に連続してもよい。骨の皮質物質は液化材料を押込むための好適な孔を有しないので、たとえばねじ山25を切るによりまたはポアの内壁をでこぼこにすることによってそのような開口または表面の凹凸を作り得る。次に、液化された材料がそのような開口の中に押込まれて再凝固し、押し込み嵌め接続を形成する。インプラントの液化材料は海綿状骨23の孔の中に押込まれ、この態様で、インプラント7は深さに対して効果的な態様で固定される。液体材料を組織の孔の中に静水圧的に押込むことは、固体材料を機械的に導入するよりも組織に対して遥かに優しいことがわかる。これにより、たとえば骨粗鬆症骨組織などの機械的強度があまり高くない組織への安定した接続をもたらすことができる。

40

【0040】

50

インプラント7をプレート21に接続するため、インプラントは、図2に示されるように、機械的ねじのようなヘッドを含んでもよい。図3に示されるように、たとえば金属プレート2の開口は、骨の皮質物質22の中に作製されるねじ山のような内側ねじ山も含んでもよい。液化された材料はねじ山の中に入り込んで凝固し、こうして押し込み嵌めを形成する。この場合、インプラントのヘッドは必要ない。インプラント7は、突出インプラント部の望ましくないトリミングによってではなく、好適に寸法決めされたインプラントを所望の位置に駆動することによって、プレート21と同じ高さに整列される。

【0041】

熱可塑性プラスチックからなるプレート2について、プレートとインプラントとの間の接続（緩みに対する固定）は、図4に示されるように、組織への固定と同時に材料嵌合接続（material fit connection）（溶接または接着）として実現されてもよい。インプラントにおける駆動の際、この材料嵌合接続は接続場所26で形成し始める。この場合も、有利には、インプラント7が遠くまで駆動されるので、これが端部ではプレート21の外側と同じ高さになる。

10

【0042】

インプラント7は組織の中に回転して入っていく必要はないので、公知のねじの場合のように、比較的大きな捻り力で結合するための手段を含むように設計する必要はない。したがって、インプラントの寸法決めは、埋込まれた状態でのインプラントの機能に純粋に向けることができる。すなわち、インプラントはより細くされ、組織の中に作製すべき開口は、同じ材料から成る従来のねじの場合よりも小さくなる。押し込み嵌めは材料の液化および再凝固によって形成されるので、これが含む応力およびノッチはより少なくなる。これにより、その強度がさらに増大し、材料疲労しにくくなる。

20

【0043】

図2から図4に示されるように、深さに対して効果的な態様で組織部に固定されるこの発明に従うインプラントは、有利にはピン状またはだぼ状であり、たとえばその遠端および固定が所望されるさらなる表面領域上（たとえば、骨の皮質物質2およびプレート21の中のねじ山）に液化可能材料を含む。このため、図2から図4に示されるように、それらはその全体が液化可能な材料からなってもよい。特に材料が液化されるべき表面領域および遠端には、有利にはエネルギーディレクタが設けられるか、またはこれらの領域と接する表面にエネルギーディレクタが設けられる。そのようなエネルギーディレクタは、たとえば、1つ以上の本質的に点状もしくは線形の先端領域に向かって先細になるように設計されるか、または先端を尖らせた遠位インプラント端である。液化されるべきさらなる表面領域は、たとえば、こぶ、先端またはリブを含み、それらの高さおよび幅は作製すべき固定に適合される。エネルギーディレクタは表面を超えて少なくとも10 μm突出する。図5aから図5eに例示的に示されるように、それらはかなり大きくなってもよく、たとえばピンの断面にこぶまたは角ができるようにする軸方向リブとして設計されてもよい。ピン状インプラントは、それらの長さ全体に亘ってまたはそれらの長さの一部に亘ってのみ、そのような断面を有する。

30

【0044】

遠端領域での固定に加えてまたはピン状インプラントの円筒状表面領域のみでピン状インプラントを固定するため、組織の開口（たとえばボア）が設けられる。これにより、インプラントの導入によって組織とインプラントまたはエネルギーディレクタとの間でそれぞれ少なくとも局所的に摩擦嵌めが生じるようになる。すなわち、組織開口はインプラントの断面よりも僅かに狭い。

40

【0045】

さらなる機能のため、液化可能材料は、異相またはさらなる物質を含んでもよい。特に、材料は、繊維またはウスカ（たとえば燐酸カルシウムセラミックまたはガラス）の混合物によって機械的に強化される。液化可能材料は、インサイチュ膨張または溶解可能物、すなわち孔形成成分（たとえば、ポリエステル、ポリサッカライド、ヒドロゲル、燐酸ナトリウム）、および、酸による破壊という好ましくない影響に対抗する、インサイチュ

50

で放出される物質、たとえば成長因子、抗生物質、炎症軽減剤または緩衝剤（たとえば磷酸ナトリウム）をさらに含み得る。X線写真における可視性および同様の機能を高めるための混合物も考えられる。

【0046】

たとえばPCまたはPLLAなどのポリマーからなり、直径が3から4mmである、図2から図4に従う海綿状骨インプラントの固定のため、有利には、インプラント断面 mm^2 当り0.5から5Nの範囲の力を押込みのために用いるのが有利であることが示された。上記範囲の力は、結果的に5mm/sよりも大きな駆動速度を生じる。

【0047】

図6から図8は、液化可能材料の領域に加えて、たとえば金属、セラミックもしくはガラスまたは複合材料などの液化不可能な材料からなるコア11（図6および図7）またはスリーブ13（図8）を含む、さらなる3つの例示的なピン状インプラント7を示す。

10

【0048】

図6および図7に従うインプラントは、それらの遠端に、やや先を尖らせた（図6）または先端が尖ったもしくは線形の複数の端領域（図7）を含む液化可能材料からなるキャップ12を含む。コア11の円筒形表面は液化可能材料（図6）で完全に囲まれるかまたは領域においてのみ囲まれる。これらの領域は軸方向もしくは環状（図7）に延在するか、またはコア表面にわたって規則的にもしくは不規則に分散され得る。これらの領域は有利には、上述のように、全体が液化可能材料からなるインプラントのためのエネルギーディレクタを含む。液化可能材料は、所望の浸透深さに依存して、より厚くてもまたはより薄くてもよいが、約10 μm よりも薄くなってはならない。

20

【0049】

エネルギーディレクタとしては、図6に示されるように断面において段差状に低くなるものが好適である。そのような段差を備えるインプラントは、有利には、対応した段差のあるまたは狭まっていく組織開口に埋込まれる。

【0050】

ピン状またはだぼ状インプラントと液化不可能なコア11とが当たるのは、液化可能材料からなる環状外側領域のみまたはインプラントの近端全体のいずれかに関し得る。

【0051】

図8に従うインプラントは、液化不可能なスリーブ13の内側に液化可能材料を含む。スリーブ13には、固定が所望される場所に配置される開口が設けられる。この発明に従うインプラントのそのような実施例は、特に、粘性が高くシキソトロピックな材料を液化材料として適用するのに好適である。というのも、そのような材料は、インプラントを押す共振器が引起こす機械的荷重に耐えることができないからである。スリーブの開口は、粘性の高い材料が液化された場合のみ通り抜けることができるように寸法決めされなければならない。多孔質焼結材料からなるスリーブ13が特に好適である。スリーブ13を備えるインプラントは組織開口の中に位置決めされ、液化可能材料の上のみ共振器が適用される。すなわち、共振器は、スリーブの内側断面に適合する断面を有する。

30

【0052】

ピン状またはだぼ状インプラントの近端には、たとえば、ヘッド状の厚み部、さらなる組織部を置換えるもしくは固定する人工部、治療用補助装置、そのような装置のための固定手段、または縫合もしくは締結ワイヤのための固定手段が設けられてもよい。近端は、共振器の対応の保持手段と協働する保持手段として備えられてもよい（図9から図11参照）。

40

【0053】

たとえばピン状またはだぼ状インプラントの金属コア11は、通常はインプラントの機械的強化体として働き、好適にはこのために寸法決めされる。しかしながら、コアはかなり細いものであってもよく、インプラントから容易に除去可能なものであってもよい。この場合、たとえば、コアは、最小限の侵襲性埋込の間のX線写真における可視性に役立つか、またはガイドワイヤとして働き、埋込のすぐ後に除去される。

50

【 0 0 5 4 】

たとえば金属コアを含み、この発明に従う組織に固定され、かつ再吸収可能な液化可能材料を含むインプラントは、埋込の後即時に良好な一次安定性を有する。固定材料の再吸収の際には固定が緩むかまたは動的になるので、組織自体がますます多くの荷重を支えなければならない。多くの場合、これにより再生プロセスが促進され、萎縮プロセスが防止される。液化可能材料の分解の後、コアは、生存組織がこれとともに成長しないようにコア表面が設計されていれば、容易に除去され得る。しかしながら、組織の互生が促進されるようにコア表面が設計されている場合は（対生物活性表面（bioactive surface））、この互生は、組織の中に残るインプラントまたはインプラントコアの理想的な二次安定性を構成する（図 2 8 も参照）。

10

【 0 0 5 5 】

図 6 および図 7 に示されるようなインプラントコアは、金属（たとえば、スチール、チタンまたはコバルトクロム合金）からなってもよいだけでなく、その適用例により、ポリマー（たとえば、ポリエーテルアリルケトン、ポリフルオロ - および / またはポリクロロエチレン、ポリエーテルイミド、ポリエーテルスルホン、ポリ塩化ビニル、ポリウレタン、ポリスルホン、ポリエステル）またはセラミックもしくはガラス状材料（たとえば、酸化アルミニウム、酸化ジルコニウム、シリケート、燐酸カルシウムセラミックもしくはガラス）または複合材料（たとえば、炭素繊維強化高温サーモプラスト）からなってもよい。

【 0 0 5 6 】

図 9 から図 1 3 は、埋込装置 1（図 1）の共振器 6（ソノトロード）遠端部の中または遠端部に、この発明に従うピン状またはだぼ状インプラントを保持するためのさまざまな例示的な適用例を示す。ホルダはたとえば、図 9 および図 1 0 に示されるような押し込み嵌めホルダであってもよい。押し込み嵌めは、たとえば、共振器 6 の遠端の対応する開口 1 5 の中に導入されるインプラントコア 1 1 またはインプラント 7 の弾力的に設計された近位延長部 1 4 のスナップ閉止部（図 9）として実現される。押し込み嵌めは、インプラントコア 1 1 またはインプラントの近位延長部 1 4 および共振器 6 を通って延びる好適に固定されたピン 1 6 によって実現されてもよい。有利には、押し込み嵌めは、共振器の遠端に対して距離 d を空けて配置されるので、これは、 z 方向の発振のノード点、すなわち z 方向の振幅が本質的に 0 である位置に存在する。

20

30

【 0 0 5 7 】

図 1 1 は、共振器 6 とインプラント 7 との間の螺合接続 1 7、すなわち非押し込み嵌めまたはプレス嵌め接続を示す。共振器からインプラントへ中断されずに発振が伝播するようにこの接続が付勢されると、インプラント 7 は共振器 6 の一部となり、それに応じて設計されなければならない。このことは、共振器の遠端が z 方向の最大振幅を必ずしも必要とするわけではなく、むしろノード点に存在し得ることを意味する。

【 0 0 5 8 】

図 1 2 および図 1 3 は、近端が液化可能材料からなるインプラント用の共振器 6 上の有利なインプラントホルダを示す。両者の場合、近位インプラント端は、超音波効果および共振器上に配置される好適なエネルギーディレクタにより共振器 6 の遠端によって形作られかつそれに結合される。図 1 2 は、製粒ハンマーの衝撃面として形成される遠端面を備える共振器 6 を示す。図 1 3 は中央エネルギーディレクタを備える共振器 6 を示す。両者の場合、インプラント 7 の近端は共振器 6 のエネルギーディレクタに接し、共振器は発振するように設定される。共振器のエネルギーディレクタの領域の液化可能材料がまず液化されて共振器に結合する。図 1 2 に示される例では、液化可能材料はその遠端面の形状をとり、ヘッド 1 8 を形成する。

40

【 0 0 5 9 】

図 9 から図 1 3 に示されるように共振器上にインプラントを保持することは、有利には、組織部の上またはその中にインプラントを位置決めする前に確立され、図 1 2 および図 1 3 の場合は、共振器がたとえば折曲げられるかまたはインプラント 7 から離れるように

50

回転される力によって埋込後に解放される。

【0060】

この発明に従うインプラントのさらなる応用分野として、図14は、骨または人工材料からなるカバープレート30の頭蓋冠29の開口への固定、および、たとえば、破損したまたは骨折した顎骨32上の人工固定プレート31の固定を示す。顔面領域の再建外科手術において同様の適用例が考えられる。カバープレート30と周囲骨組織との間に作製すべき接続は、有利には、プレートと元の骨との間の空隙33の選択された場所に限定される。固定プレート31は同様に、選択されたプレート場所31で顎骨に接続される。選択された場所での接続は、埋込装置1を用いた連続的な埋込ステップで実現される。

【0061】

図15から図17は、この発明に従うインプラント7によって作製され得、たとえば図14に示される適用例に好適な接続を断面図でかつ縮尺を拡大して示す。

【0062】

図15は、頭蓋骨の開口に固定され、(たとえば同様に頭蓋骨などの)たとえば多孔質材料からなるカバープレート30と頭蓋骨29との間の少なくとも局所的な接続のため、位置決めされ(上図)、次に超音波エネルギー(二方向矢印)によって埋込まれて空隙33(下図)を横切って頭蓋骨29とカバープレート30とを接続する、この発明に従うインプラント7を示す。

【0063】

空隙33は有利には、空隙領域に対する外部からの圧力が頭蓋冠29によって受けられるように斜めに形成され、インプラント7の位置決めのため空隙は外側に延在する。たとえば球体のまたはソーセージ状の、熱可塑性またはシキソトロピック材料からなるインプラントは、延在する外側空隙領域の中に位置決めされ、発振エネルギーを当てられる。これにより、インプラント材料が液化し、一方側で頭蓋冠29の孔の中に押込まれ、他方側で、たとえば骨からなるカバープレート30の対応の孔の中にまたは人工プレートの中の対応して配置される人工的に作られた開口(たとえば一点鎖線で示された溝)の中に押込まれる。押し込み嵌め固定はこのように両側に作製されて、頭蓋冠29とカバープレート30とを接続する。

【0064】

図16は、織物ウェブの形態も有し得る、たとえば頭蓋骨29の開口におけるカバープレート30の局所的固定に適用され得る固定フィルム35を示す。フィルム35はたとえばテープ状であり、有利には可撓性である。フィルムはその全体が液化可能サーモプラスティックからなるか、または、たとえば、ファイバマットもしくは同様の構造によって強化される。フィルムは空隙33の上に適用され、これが頭蓋冠29およびカバープレート30の表面に接着するように(多くの個々の固定点または固定点のパターンに限定され得る、表面が大きく、深さに対する効果がより低い接続)、埋込装置(図1)の補助によって両側で(二方向矢印)励起される。場合によっては、インプラントがその下に存在する材料に接続されるべき表面領域が好適に前処理され(たとえばでこぼこにされ)てもよく、または、人工プレート30の上に好適な表面構造(表面の凹凸、窪み、溝など)が設けられる。膜35を骨表面に接続するためには、共振器端面 mm^2 当たり0.5から3Nのオーダの圧力で十分である。

【0065】

図17は、固定膜35または空隙33の上の対応の織物ウェブの補助によって固定され、かつ、これに応じて大きな力を受けるために、たとえば金属からなり、したがって、頭蓋骨適用例で用いられる以外に図13または図2に従う適用例に示されるように顎に用いられ得る固定プレート36を示す。固定プレート36は、この発明の文脈では液化不可能な材料からなり、固定されるべき組織に向けたその表面に、押し込み嵌めに好適な表面構造を有する。膜35は、プレート36と固定されるべき組織または材料との間に位置決めされ、プレート36を介して少なくとも局所的に発振エネルギーを当てられ、これにより頭蓋冠29の表面またはカバープレート30に接続される。膜35と固定プレート36との間

10

20

30

40

50

の押込み嵌め接続は埋込の間に作製されてもよく、または、既にそれに接続された膜 3 5 を備えたプレート 3 6 が完成インプラントとして用いられてもよい。そのような 2 層インプラントにおいて、層間の接続は材料嵌合（接着または溶接）接続であってもよい。そのような 2 層インプラントの膜 3 5 はプレートのコーティングであってもよく、このコーティングは一定の厚みを有するのではなく、エネルギーディレクタの意味の、約 10 μm の最小高さ（コーティング厚み）を有するこぶ、先端またはリブのパターンからなるのが有利である。

【 0 0 6 6 】

図 1 4 に示される固定プレート 3 1 は、たとえば好適な窪みに配置され、かつ外側表面にエネルギーディレクタを設けた膜領域 3 1 を含む。これらの膜領域は、その下に存在する顎骨領域に接続される。

10

【 0 0 6 7 】

図 1 6 に示される適用例は、インプラントに伝達される発振が、二方向矢印で示されるように作製される接続平面に対して垂直（z 方向）に整列されるのではなく、これに平行（x / y 方向）に整列されるように用いられるように共振器を設計することが有利であろう。場合によっては、図 1 8 に示されるような伝達要素 3 7 が好適である。伝達要素 3 7 は、特に、z 方向の波がノード点（振幅 = 0）を有し、したがって x / y 方向の波が最大振幅を有する場所で、非押込み嵌めにより共振器 6 に接続される。x / y 方向のこの発振は、伝達要素 3 7 によって膜 3 5 に伝達される。

【 0 0 6 8 】

20

図 1 9 は、この発明に従うインプラントのさらなる適用例として、人の脊柱領域の支持要素を概略的かつ非常に簡略化して示す。支持要素 4 0 は弾性であり、持続的または場合によっては一時的な態様で脊柱領域を支持する。この発明の文脈では、支持要素 4 0 は、これが対応して液化可能な材料からなる場合は椎体に固定され、液化不可能な材料からなる場合は（図 1 6 に示されるように）深さに対する効果なしに固定される。また、（図 1 7 に示されるように）深さに対する効果なしにまたは（図 2 から図 4 に示されるように）予めドリルで孔をあけておよび深さに対して効果的に膜を介して椎体に接続される。図 1 9 に示されるピン状インプラント 7 は、たとえば、支持要素を超えて突出しかつ図 1 3 に従って作られるヘッドを有する。持続的な支持のためには、接続インプラントおよび支持要素は再吸収可能な材料から作られ、一時的な支持のためには、これは再吸収不可能な材料から作られる。

30

【 0 0 6 9 】

図 2 0 は、顎骨 3 2 の中に義歯 4 0 の基礎を形成する、この発明に従うだぼ状インプラント 7 の適用例を示す。インプラント 7 は、熱可塑性またはシキソトロピック材料から少なくとも部分的になる。インプラントは、義歯 4 0、ブリッジまたは人工器官を保持するための手段をその端面に含む。インプラントは義歯とともにまたはこれを伴わずに対応の開口に位置決めされ、さらに超音波振動によって押込まれる。同時にインプラントの少なくとも一部が液化するので、これは、インプラントと骨との間の空隙を非常に隙間のない態様で充填するだけでなく、顎骨の孔の中にも押込まれる。これにより、たとえば図 2 1 の断面に示されるように深さに対して効果的な接続が生じる。

40

【 0 0 7 0 】

図 2 2 は、この発明に従うインプラントのさらなる例示的な実施例を断面で示す。このインプラントは、図 2 0 に示される適用例に特に好適である。液化可能材料はインプラントの外側表面上に配置されるのではなく、図 8 と関連して既に説明されたように、液化すると液化可能材料が透過可能なスリーブ 1 3 内に配置される。縦方向断面のインプラントについて、超音波の印加前の状態が中央線の左側に示され、超音波の印加後の状態が中央線の右側に示される。たとえば、開いた孔を有する金属またはセラミック焼結材料からなるスリーブ 1 3 はインプラントの支持機能を担う。示された例では、スリーブは、たとえば、歯、ブリッジまたは義歯を固定するのに好適な内側ねじ山を有する開口を含む。インプラントはさらなる環状開口 4 3 を含む、この中にたとえば液化可能材料からなる円筒部

50

4 4 などの液化可能材料が位置決めされる。目標を定めた液化のため、液化可能材料と接する環状開口 4 3 の内側にエネルギーディレクタ 4 5 が設けられる。

【 0 0 7 1 】

図 2 2 に従うインプラントは、たとえば、顎骨の開口 (4 1、図 2 0) の中に位置決めされ、次に、環状の遠端を備える共振器 6 を用いて液化材料に機械的エネルギーを当てる。これにより材料が液化し、多孔質スリーブ材料を通して周囲骨組織の中に押込まれ、これによりインプラントがこの組織に固定される。

【 0 0 7 2 】

図 1 9 から図 2 0 に示される適用例には、液化可能材料として再吸収可能材料を選択することが特に有利である。一方、支持部は、液化可能でも再吸収可能でもない、歯、ブリッジまたは人工器官の固定に十分な機械的強度を有する材料からなる。同時に、中央部の少なくとも表面は生物に対して作用する (bioactive) (たとえば、スリーブ 1 3 について説明されたように多孔質である)、すなわち、骨組織との互生を促進するように備えられる。埋込のすぐ後、そのようなインプラントは、歯、ブリッジまたは人工器官の固定、およびその通常の使用に十分な一次安定性を有する。中央インプラント部の生物作用表面によって促進されて、再生された組織は次に再吸収可能材料を連続的に置換えて、中央インプラント部とともに成長する。したがって、この発明に従うインプラントは、セメントを適用しなくても即時に一次安定性を提供し、再吸収および再生段階の後、公知のインプラントの安定性と等しい永久的二次安定性を提供する。しかしながら、公知の埋込方法と比較すると、現行技術に従い、開口 4 1 が閉じられ、歯、ブリッジまたは人工器官が再生骨に直接に固定される前に骨組織の再生を待つ遷移段階は存在しない。

【 0 0 7 3 】

図 2 3 は、支持体 5 2 と支持体 5 2 上に固定される担体 5 3 とを含む外部固定装置 5 1 を示し、この装置は、たとえば、この発明に従い人の腕の管状骨 5 0 上に固定される。支持体 5 2 はこの発明に従うインプラントとして設計される。管状骨の中間部は主に皮質骨物質からなり、この発明の文脈では多孔質の組織領域をほんのわずかしき含まない。この理由により、管状骨 5 0 内側の骨髓空間 5 4 は、液化された材料が押込まれるように用いられる。これは、図 2 4 および図 2 5 により詳細に示される。支持体には、たとえばベースプレート 5 5 が設けられる。というのも、骨髓は十分な抵抗をもって静水圧に拮抗することができないからである。

【 0 0 7 4 】

固定装置を固定するため、骨髓空間の中に延びるように、管状骨 5 0 を通って (場合にはよってはねじ山 2 5 を備える) 開口がドリルであけられる。ボアの直径は、インプラント 7 またはベースプレート 5 5 の直径にそれぞれ対応する。インプラント 7 は、中央支持体 5 2、その遠端に固定されるベースプレート 5 5、および支持体のまわりに配置されかつベースプレート 5 5 を本質的に覆う液化可能材料からなる環状または管状領域 5 7 を含む。インプラントは開口 5 6 の中に導入され、外部から与えられる好適な手段によって予め規定された深さで保持される。次に、超音波により支持体 5 2 のまわりの液化可能材料 5 7 がベースプレート 5 5 に押付けられ、これにより、骨 5 0 とベースプレート 5 5 との間に液化可能材料が押込まれて骨髓空間 5 4 の中に入り、こうして開口 5 6 の中で支持体 5 2 を保持する押込嵌め接続を形成する。この固定により、支持体 5 2 のユニコーティカル (unicortical) 固定が可能になる。なお、この固定は傾斜に対して確実なものである。現行技術に従うと、そのような固定はバイコーティカル (bicortical) 固定によってしか達成できない。

【 0 0 7 5 】

図 2 6 はこの発明に従うインプラント 7 のさらなる実施例を示し、このインプラントは図 2 3 に示される適用例に特に好適である。たとえばシキソトロピックセメントである液化可能材料が支持体 5 2 の内側に配置され、ベースプレート 5 5 の上に開口 5 8 が設けられる。開口は、セメントがその粘性の高い形態では出ていくことができないが、共振器 6 の効果によるその液化した形態では出ていくようなサイズを有する。支持体 5 2 の端は、

図 8 に従うスリーブの意味のスリーブとして設計される。共振器の補助によって開口 5 8 を通って押込まれるセメントは、支持体を骨髓空洞の中および場合によっては隣接する骨組織の中に固定する。

【 0 0 7 6 】

図 2 7 に示されるこの発明に従うインプラントは、たとえば折れた大腿骨の首部分を固定するための転子プレート 6 1 とともに用いられる張力ねじ 6 0 である。(図 8、インプラントスリーブ 1 3 の意味の)張力ねじ 6 0 は中空であり、少なくともその遠端に開口を含む。この開口を通して液化材料が押出されて、張力ねじのねじ山のみによる場合が可能であるよりも良好に骨粗鬆症骨組織にこの遠端領域を固定することができる。したがって、ねじのねじ山は、液化可能材料がねじの遠端を組織に固定するまで、骨折領域の組織を特にともに引張る働きをする。

10

【 0 0 7 7 】

図 2 8 は、この発明に従うインプラント 7 が人工関節要素 6 2 を固定する管状骨 5 0 を非常に概略的な断面図で示す。関節要素 6 2 のステム 6 3 およびステムのまわりに配置される液化可能材料 5 7 がこの発明に従うインプラントを表わし、このインプラントは、超音波により管状骨 5 0 の中に押込まれる。材料 5 7 は液化され、海綿状骨 2 3 の孔の中および管状骨の皮質物質 2 2 の内側表面の凹凸の中に押込まれる。ステム 6 3 は、図 1 7 のプレート 3 6 について示されたのと同じ態様で、液化可能材料 5 7 との押込嵌め接続に好適な表面構造を有する。

【 0 0 7 8 】

20

特に有利な実施例のステム 6 3 は、たとえばチタンからなり、したがって生物に作用する多孔質表面を有し、かつ再吸収可能液化可能材料によって周囲を囲まれる。そのようなインプラントは、埋込のすぐ後に一次安定性を有し、これにより少なくとも部分的な荷重が可能になる。一次安定性は、後に、チタンステム 6 3 の多孔質表面に生存骨組織が互生することによってもたらされる二次安定性によって引継がれる。このことは、人工関節要素が、セメントを使用しなくても埋込の本質的にすぐ後に荷重され得ることを意味する。その早期の荷重は生存組織の再生に有利であり、萎縮(骨粗鬆症)を防止する。さらなる段階においても同様に、生存組織がチタンステムと互生する。

【 0 0 7 9 】

図 2 9 は、靭帯 7 1 が骨 7 2 および 7 3 を接続する領域の関節 7 0 を同様に非常に概略的に示す。靭帯 7 1 は骨と自然に互生する。この接続は過剰な荷重によって断裂し得る。この発明に従うインプラント 7 をその修復に用いることができる。図 2 から図 4 に従うインプラント実施例を用い得る。修復のため、関節骨の皮質物質が開かれ、靭帯 7 1 を通してピン状インプラント 7 が駆動され、(たとえば図 1 3 に従う)ヘッドに外部から固定される。図 1 6 および図 1 7 に従う、深さに対する効果がより低い実施例も考えられる。

30

【 0 0 8 0 】

最後に、図 3 0 は、この発明に従うインプラント 7 によって作製される接続が必ずしも 2 つの要素(2 つの組織部または組織部と人工部)の接続の働きをする必要がない場合を示す。たとえば腫瘍によって生じた組織開口 8 0 を充填するために、この発明に従うインプラントを用いることも考えられる。このため、有利には、粘性が高くかつシキソトロピックな材料 8 1 からなるインプラント 7 を用いる。開口のまわりに位置決めされるガイド 8 2 の補助により、この材料を開口 1 8 の中に導入し、それにより、材料は開口を超えて突出する。この適用例に用いられる共振器 6 は、ガイド 8 2 の内側断面に対応する断面を有し、ピストンのように材料 8 1 を開口 8 0 の中に押込む。これにより開口 8 0 は本質的に隙間のないように充填されるだけでなく、超音波によって液体になる材料 8 1 も、開口 8 0 に向かって開く組織孔の中に押込まれ、こうして、図 3 0 の下部に示されるような凝固後の押込嵌め接続を形成する。この押込嵌め接続は、アンダーカットを含む開口がなくても、またその他の保持手段(たとえばインプラント上に縫合される骨膜)を設けなくても、その開口 8 0 にインプラント 7 をしっかりと保持する。

40

【 0 0 8 1 】

50

好適には、細かく加工された患者の骨材料を液化可能材料に混合してもよい。

図30に示されるように、シキソトロピックセメントの代わりに熱可塑性材料を用いる場合、図30(下図)に二点鎖線で示すように、ワイヤ84または縫合用の固定要素を收容するように開口80を特に作製してもよい。たとえば刺激器として治療用補助装置を同じ態様で固定してもよい。

【0082】

例1

射出成形で製造され、かつ直径が3.5から4.25mmの丸い断面、26から40mmの長さ(20kHzでの理想的な長さ:35mm)、先が丸くなるようにテーパされた遠端、および遠端から10mmを超えて軸方向に延びる4つの溝を有する、PLLAおよびポリカーボネートからなるピンが、20kHzの励起周波数で、新しく屠殺された牛の海綿状骨(大腿骨の頭部)に固定された。埋込のため、海綿状骨の上に存在する薄い皮質物質層が開かれたが、海綿状骨には予めドリルで孔をあけなかった。埋込の際、60から130Nの圧力でインプラントが組織に押付けられ、励起周波数(ソノロード振幅約20から25 μ m)で励起された。進入は10mmに限定され、これは2秒未満で達成された。次にインプラントは励起せずに5秒間保持された。

【0083】

結果的に得られた固定深さは15mmのオーダであり、断裂の際の固定はインプラント自体よりも強いことがわかった(最大断裂力は500Nを超えた)。皮質骨物質の中に予めあけたボア(prebore)から1mmの距離(骨表面の下1.5mm)に置かれたセンサは、埋込後約10秒に、最高44(室温よりも約22 $^{\circ}$ 高い)の温度を記録した。温度上昇は約30秒後にその値の半分になった。

【0084】

埋込前の材料と比較して、埋込まれたPLLA材料における分子量の減少は見られなかった。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】この発明に従うインプラントを埋込むための装置およびその使用の例示的な実施例を示す図である。

【図2】この発明に従うインプラントによって骨に固定される固定プレートを示す図である。

【図3】たとえば図2に従う適用例で用いられる、この発明に従うインプラント、およびそれによって作製される骨とプレートとの間の接続の例を示す図である。

【図4】たとえば図2に従う適用例で用いられる、この発明に従うインプラント、およびそれによって作製される骨とプレートとの間の接続の例を示す図である。

【図5a】この発明に従うピン状インプラントの例示的な断面図であり、インプラントは軸方向に延びるエネルギーディレクタを含む、図である。

【図5b】この発明に従うピン状インプラントの例示的な断面図であり、インプラントは軸方向に延びるエネルギーディレクタを含む、図である。

【図5c】この発明に従うピン状インプラントの例示的な断面図であり、インプラントは軸方向に延びるエネルギーディレクタを含む、図である。

【図5d】この発明に従うピン状インプラントの例示的な断面図であり、インプラントは軸方向に延びるエネルギーディレクタを含む、図である。

【図6】この発明に従う2つの例示的なピン状インプラントの縦方向断面図であり、インプラントは液化不可能な材料からなるインプラント部を含む、図である。

【図7】この発明に従う2つの例示的なピン状インプラントの縦方向断面図であり、インプラントは液化不可能な材料からなるインプラント部を含む、図である。

【図8】この発明に従う2つの例示的なピン状インプラントの縦方向断面図であり、インプラントは液化不可能な材料からなるインプラント部を含む、図である。

【図9】ピン状またはだぼ状のインプラントおよび共振器上の協働保持手段の例示的な実

10

20

30

40

50

施例を示す図である。

【図10】ピン状またはだぼ状のインプラントおよび共振器上の協働保持手段の例示的な実施例を示す図である。

【図11】ピン状またはだぼ状のインプラントおよび共振器上の協働保持手段の例示的な実施例を示す図である。

【図12】ピン状またはだぼ状のインプラントおよび共振器上の協働保持手段の例示的な実施例を示す図である。

【図13】ピン状またはだぼ状のインプラントおよび共振器上の協働保持手段の例示的な実施例を示す図である。

【図14】人の頭蓋骨または顎骨における、この発明に従うインプラントの適用例を示す図である。

10

【図15】たとえば頭蓋骨領域で適用可能なインプラントと、それによって作製される2つの頭蓋骨部間の例示的な接続とを示す図である。

【図16】たとえば頭蓋骨領域で適用可能なインプラントと、それによって作製される2つの頭蓋骨部間の例示的な接続とを示す図である。

【図17】たとえば頭蓋骨領域で適用可能なインプラントと、それによって作製される2つの頭蓋骨部間の例示的な接続とを示す図である。

【図18】図16および図17に示されるような適用例のための例示的な共振器の構成を示す図である。

【図19】人の脊柱領域における、この発明に従うインプラントのさらなる適用例を示す図である。

20

【図20】歯の置換物を固定するための、この発明に従うインプラントのさらなる適用例を示す図である。

【図21】図20に示されたような適用例に好適な、この発明に従う2つの例示的なインプラントの断面図である。

【図22】図20に示されたような適用例に好適な、この発明に従う2つの例示的なインプラントの断面図である。

【図23】この発明に従うインプラントによって前腕骨に固定される固定装置を示す図である。

【図24】図23に示されるような適用例に好適な接続インプラントの例を示す図である。

30

【図25】図24に従うインプラントによって骨に固定される、図23に従う固定装置の断面図である。

【図26】図23に示されるような適用例に好適な接続インプラントのさらなる例を示す図である。

【図27】関節の折れた首部を固定するための転子プレートを示す図であり、プレートは、この発明に従うインプラントの補助によって固定される、図である。

【図28】人工関節球のステムを示す図であり、ステムはこの発明に従うインプラントによって管状骨に固定される、図である。

【図29】この発明に従うインプラントによって骨に固定される関節靭帯を示す図である。

40

【図30】たとえば腫瘍によって生じる組織空洞を通る断面図であり、空洞はこの発明に従うインプラントで充填されるまたは充填された、図である。

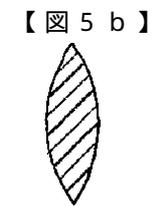
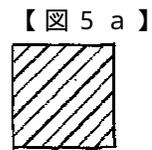
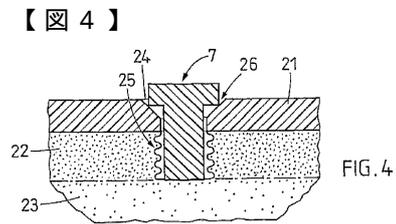
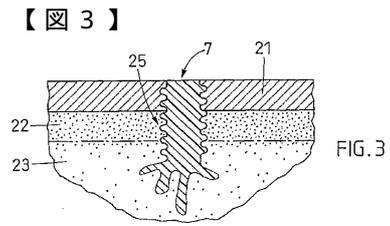
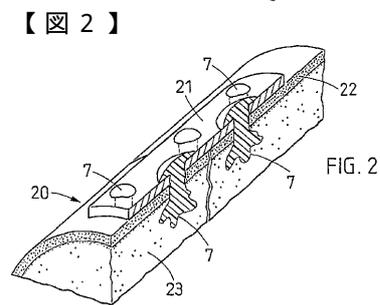
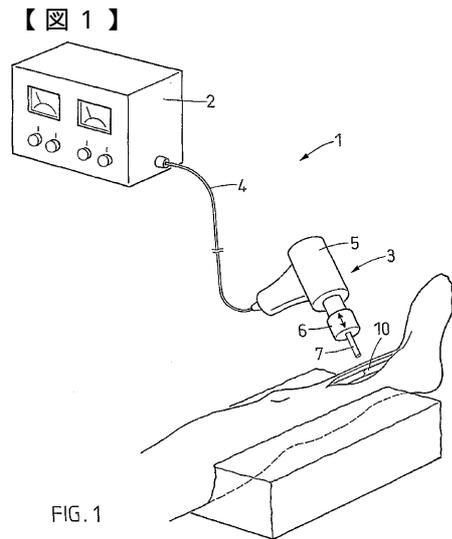


FIG. 5b

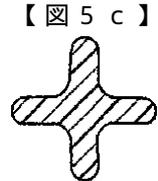


FIG. 5c

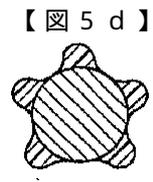


FIG. 5d

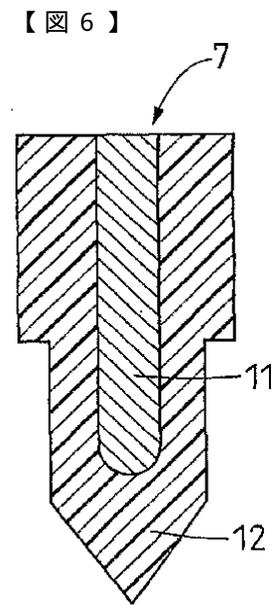


FIG. 6

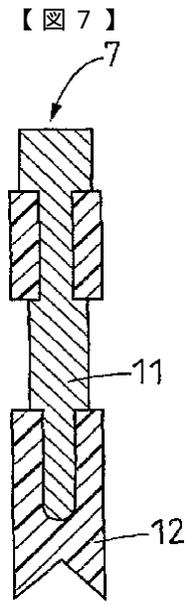


FIG. 7

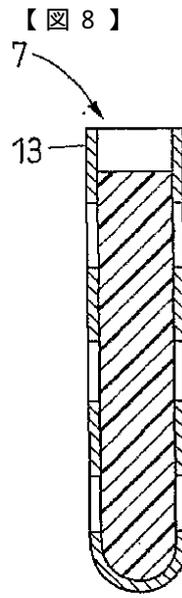


FIG. 8

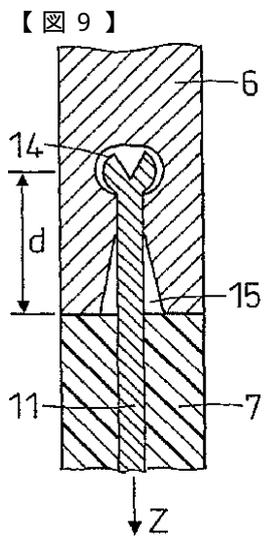


FIG. 9

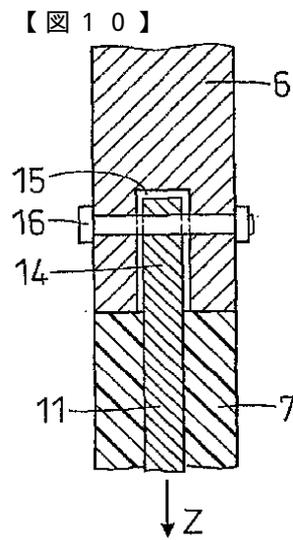


FIG. 10

【図 1 1】

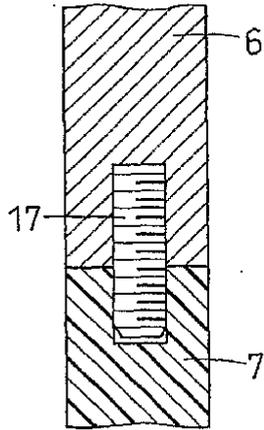


FIG. 11

【図 1 2】

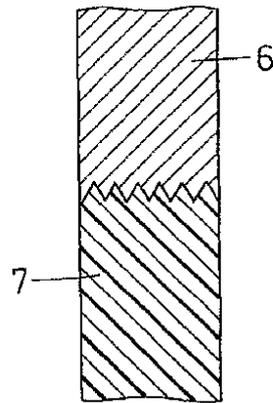


FIG. 12

【図 1 3】

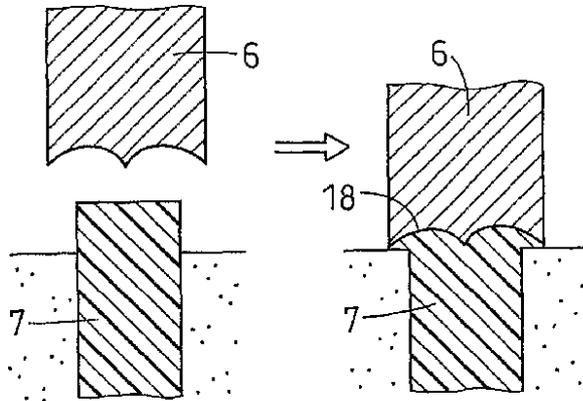


FIG. 13

【図 1 4】

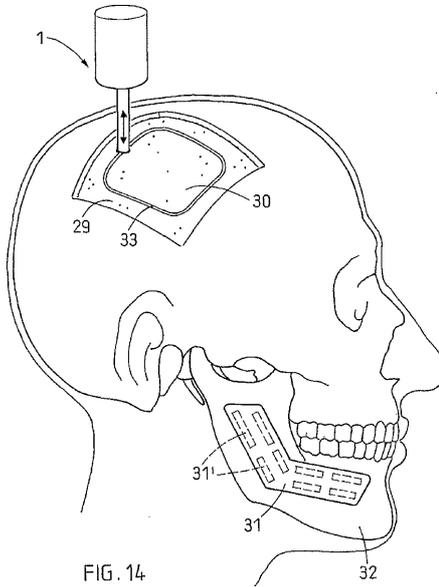


FIG. 14

【図 1 5】

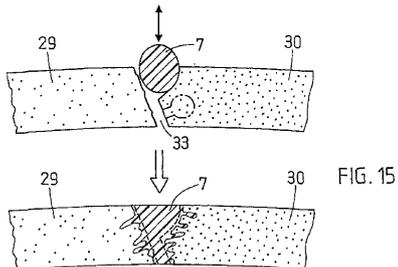


FIG. 15

【 16】

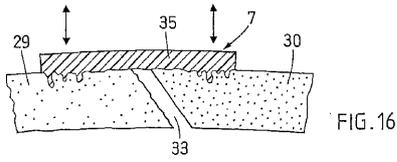


FIG. 16

【 17】

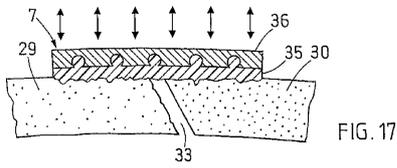


FIG. 17

【 18】

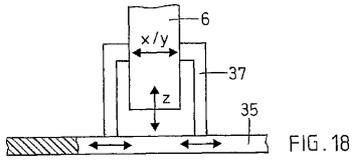


FIG. 18

【 19】

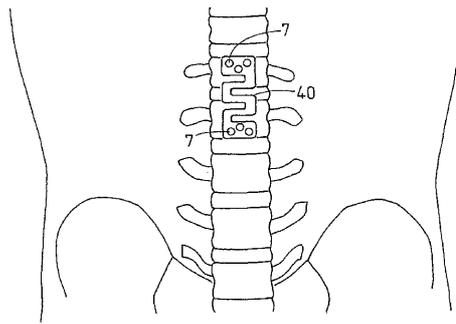


FIG. 19

【 20】

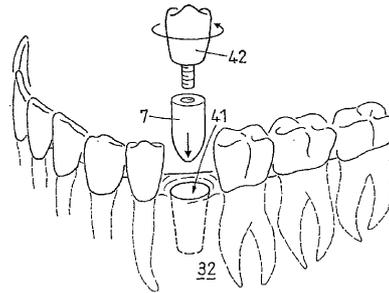


FIG. 20

【 21】

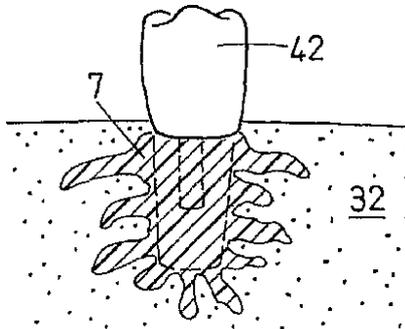


FIG. 21

【 22】

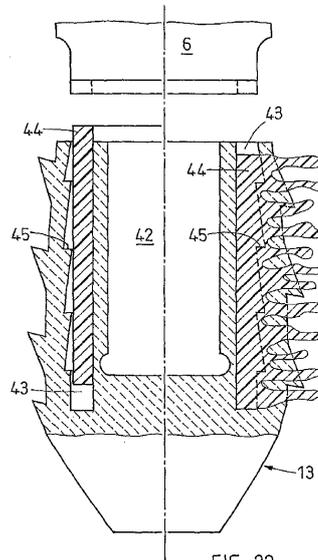


FIG. 22

【 23】

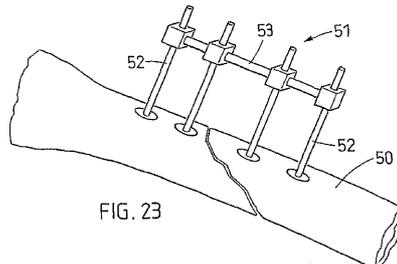


FIG. 23

【図24】

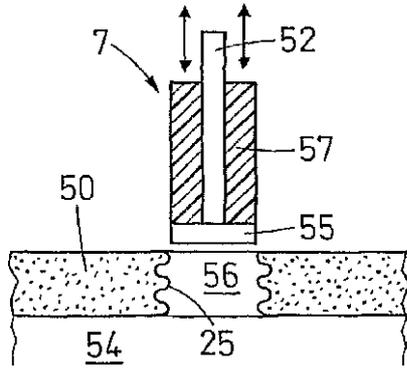


FIG. 24

【図26】

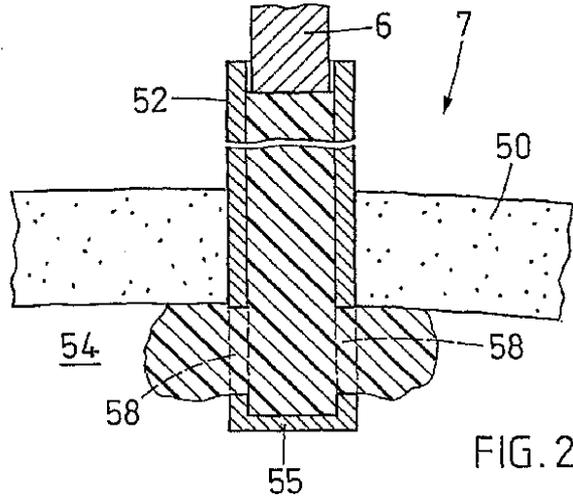


FIG. 26

【図25】

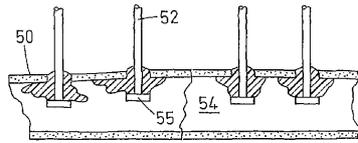


FIG. 25

【図27】

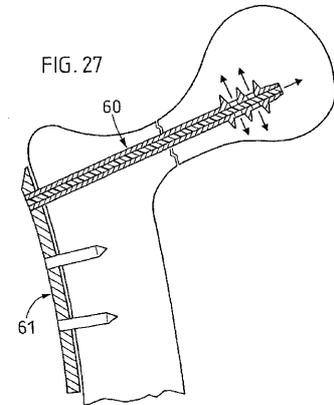


FIG. 27

【図30】

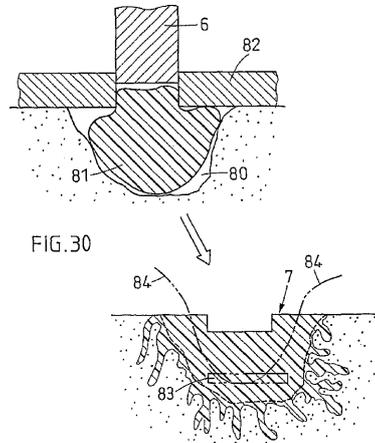


FIG. 30

【図28】

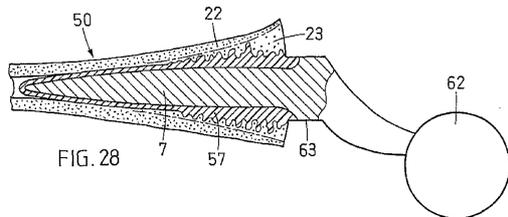


FIG. 28

【図29】

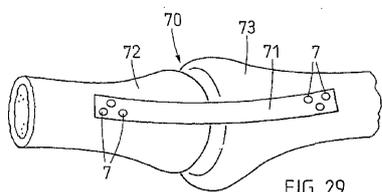


FIG. 29

フロントページの続き

- (74)代理人 100109162
弁理士 酒井 将行
- (72)発明者 エシュリマン, マルセル
スイス、ツェー・ハー - 2 5 1 4 リゲルツ、ハウス・ツァ・ラウベ
- (72)発明者 トリアーニ, ローレン
スイス、ツェー・ハー - 2 5 0 2 ビール、ローゲンガッセ、2 5
- (72)発明者 ランチ, アントニオ
スイス、ツェー・ハー - 3 0 0 6 ベルン、リーベックベーク、4・アー
- (72)発明者 マイヤー, ヨルク
スイス、ツェー・ハー - 5 7 0 2 ニーダーレンツ、レルヒエンベーク、6

審査官 原田 隆興

- (56)参考文献 米国特許第03863345 (US, A)
英国特許出願公開第02277448 (GB, A)
ソ連国特許発明第00929072 (SU, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61L 31/00
A61B 17/56
A61C 8/00

专利名称(译)	用于植入种植体的组织部分，特别是骨架，装置和方法的植入物		
公开(公告)号	JP4412901B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2002569000	申请日	2002-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	伍德韦尔丁公司		
申请(专利权)人(译)	伍德焊接股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	伍德焊接股份公司		
[标]发明人	エシュリマンマルセル トリアーニローレン ランチアントニオ マイヤーヨルク		
发明人	エシュリマン,マルセル トリアーニ,ローレン ランチ,アントニオ マイヤー,ヨルク		
IPC分类号	A61L31/00 A61B17/56 A61C8/00 A61B17/00 A61B17/68 A61B17/80 A61B17/84 A61B17/88 A61F2/00 A61F2/28 A61F2/30 A61F2/36 A61F2/46 B29C65/00 B29C65/08 B29C65/54 B29C65/60		
CPC分类号	A61B17/00491 A61B17/68 A61B17/688 A61B17/8085 A61B17/842 A61B17/8872 A61B2017/00004 A61B2017/00734 A61B2017/00955 A61C8/0012 A61C8/0016 A61C8/0018 A61F2/0077 A61F2/28 A61F2/2846 A61F2/2875 A61F2/30749 A61F2/30767 A61F2/36 A61F2/3662 A61F2/4601 A61F2002 /30064 A61F2002/30065 A61F2002/30067 A61F2002/30878 A61F2002/3611 A61F2002/3625 A61F2002/465 A61F2002/4683 A61F2210/0071 A61F2220/0008 A61F2310/00023 B29C65/08 B29C65 /48 B29C65/54 B29C65/562 B29C65/601 B29C65/603 B29C66/1122 B29C66/126 B29C66/21 B29C66 /30326 B29C66/5324 B29C66/5346 B29C66/542 B29C66/61 B29C66/652 B29C66/71 B29C66/7212 B29C66/73161 B29C66/73791 B29C66/7392 B29C66/81423 B29C66/81429 B29C66/81431 B29C66 /81433 B29C66/8322 B29C66/836 B29C66/9513 B29C66/9517 Y10S606/908 Y10S606/915 Y10S606 /916 B29K2307/04 B29K2077/00 B29K2309/08 B29K2023/04 B29K2069/00 B29K2075/00 B29K2027 /06 B29K2079/085 B29K2081/06 B29K2033/12 B29K2071/00 B29K2067/046 B29K2067/043 B29K2067 /00 B29K2033/08 B29K2027/12 B29K2027/00 B29K2023/06 B29K2005/00 A61B17/80 A61B17/84 A61B17/8625 A61B17/866 A61B2017/8655 A61F2002/30062 B29C65/00 B29C66/727		
FI分类号	A61L31/00.C A61L31/00.P A61L31/00.Z A61B17/56 A61C8/00.Z		
代理人(译)	森田俊夫 堀井裕 酒井 将行		
优先权	2001000387 2001-03-02 CH		
其他公开文献	JP2004520908A JP2004520908A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于与人或动物部分形成正连接的植入物(7)包括可通过机械能液化的材料，例如热塑性塑料和触变材料。植入物(7)与组织部分接触，在被压靠组织部分的同时受到超声波能量的作用。可液化材料液化并被压入组织部分的开口或表面粗糙中，使得一旦固

化，植入物就可靠地连接到其上。植入涉及使用植入装置，该植入装置包括发生器(2)、振荡元件和谐振器(6)。发生器(2)使振荡元件机械振荡，并且元件将振荡传递到谐振器(6)。谐振器(6)用于将植入物(7)压靠在组织部分上，以将振荡传递到植入物(7)。

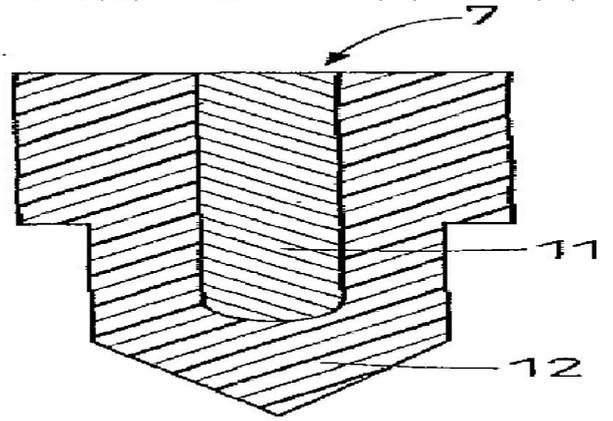


FIG. 6