



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201540268 A

(43) 公開日：中華民國 104 (2015) 年 11 月 01 日

(21) 申請案號：104109089

(22) 申請日：中華民國 104 (2015) 年 03 月 20 日

(51) Int. Cl. : *A61C13/01 (2006.01)*

(30) 優先權：2014/04/17 中華民國 103113969

(71) 申請人：陳俊龍 (中華民國) CHEN, LEON (TW)

臺北市南京東路 5 段 239 號 16 樓之 17

(72) 發明人：陳俊龍 CHEN, LEON (TW)

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：16 項 圖式數：26 共 60 頁

(54) 名稱

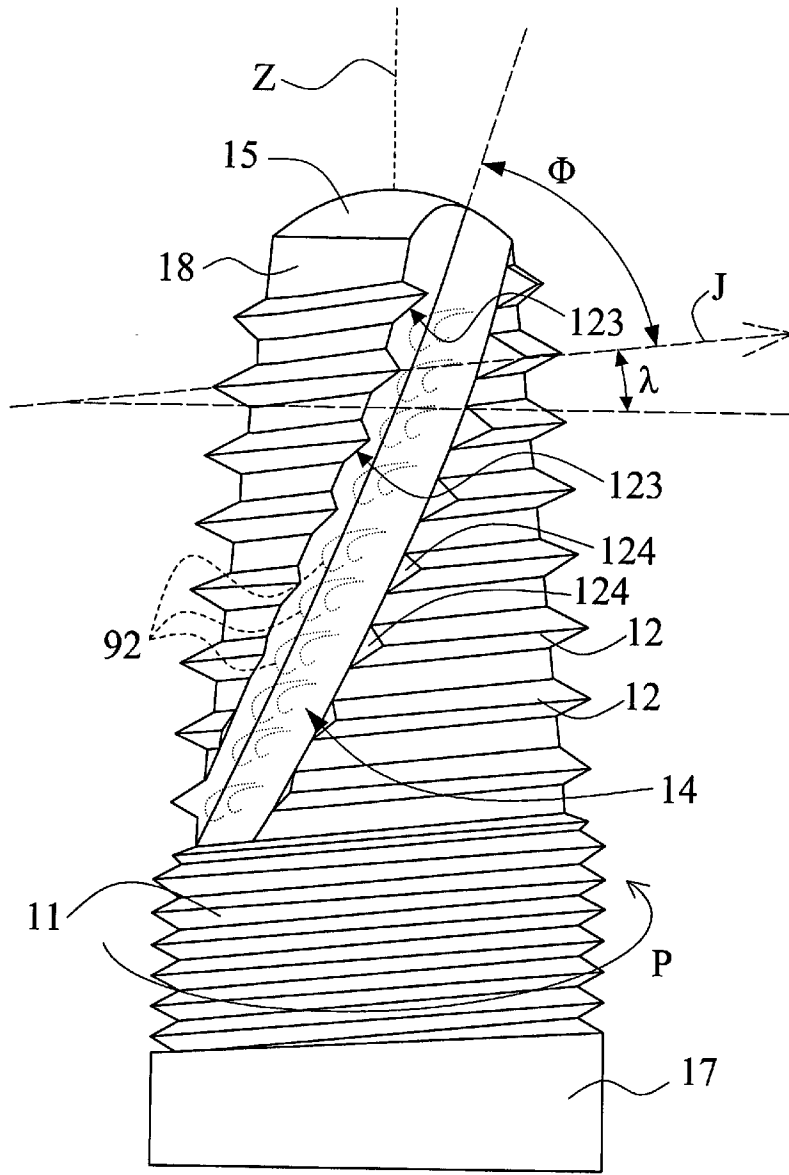
植牙體結構

DENTAL IMPLANT

(57) 摘要

本發明為一種植牙體結構，其包括有一本體部、一第一螺紋部、一頭部、多個第二螺紋部及多條側切槽。其中，該本體部於縱向上定義有一鑽入軸向，該第一螺紋部位於該本體部沿該鑽入軸向的其中一端部上，該頭部位於該本體部沿該鑽入軸向的另一端部；該第二螺紋部具有大於該第一螺紋部的螺距，且橫向設置於該本體部的徑向側邊，多個第二螺紋部沿該鑽入軸向設置於不同位置，每一第二螺紋部在該植牙體結構之旋轉方向 P 的相異兩端部上設置有一切削面及一骨屑堆積面；該側切槽設置於該頭部及該本體部的徑向側邊，並自該頭部穿越經過多個切削面及多個骨屑堆積面而接抵該第一螺紋部。

The invention relates to a dental implant. The dental implant has a body portion, a first screw portion, a head portion, a plurality of second screw portion and a plurality of trenches. The head portion and the first screw portion are respectively disposed at distinct ends of the body portion. The second screw portions, with greater pitch than the first screw portion, are disposed at radial side of the body portion, and each of the second screw portion has a cutting surface and a cumulating surface. The trench is disposed at side of the head portion and the body portion, with passing through the cutting surfaces and cumulating surfaces to approach the first screw portion.



- 1 . . . 植牙體結構
- 11 . . . 第一螺紋部
- 12 . . . 第二螺紋部
- 123 . . . 切削面
- 124 . . . 骨屑堆積面
- 14 . . . 側切槽
- 15 . . . 頭部
- 17 . . . 牙科連接件
- 18 . . . 本體部
- J . . . 切線
- P . . . 旋轉方向
- Z . . . 鑽入軸向
- Φ 、 λ . . . 角度

1

圖1D

發明摘要

※ 申請案號：104109089

※ 申請日：104.3.20

※ IPC 分類：A61C 13/01 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

植牙體結構 / Dental implant

【中文】

本發明為一種植牙體結構，其包括有一本體部、一第一螺紋部、一頭部、多個第二螺紋部及多條側切槽。其中，該本體部於縱向上定義有一鑽入軸向，該第一螺紋部位於該本體部沿該鑽入軸向的其中一端部上，該頭部位於該本體部沿該鑽入軸向的另一端部；該第二螺紋部具有大於該第一螺紋部的螺距，且橫向設置於該本體部的徑向側邊，多個第二螺紋部沿該鑽入軸向設置於不同位置，每一第二螺紋部在該植牙體結構之旋轉方向P的相異兩端部上設置有一切削面及一骨屑堆積面；該側切槽設置於該頭部及該本體部的徑向側邊，並自該頭部穿越經過多個切削面及多個骨屑堆積面而接抵該第一螺紋部。

【英文】

The invention relates to a dental implant. The dental implant has a body portion, a first screw portion, a head portion, a plurality of second screw portion and a plurality of trenches. The head portion and the first screw portion are

respectively disposed at distinct ends of the body portion. The second screw portions, with greater pitch than the first screw portion, are disposed at radial side of the body portion, and each of the second screw portion has a cutting surface and a cumulating surface. The trench is disposed at side of the head portion and the body portion, with passing through the cutting surfaces and cumulating surfaces to approach the first screw portion.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1D ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

1：植牙體結構	17：牙科連接件
11：第一螺紋部	18：本體部
12：第二螺紋部	J：切線
123：切削面	P：旋轉方向
124：骨屑堆積面	Z：鑽入軸向
14：側切槽	Φ 、 λ ：角度
15：頭部	

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】(中文/英文)

植牙體結構 / Dental implant

【技術領域】

【0001】 本發明係有關於一種植牙體結構，特別是關於一種植牙手術所需要使用到的植牙體結構。

【先前技術】

【0002】 人們每天依賴牙齒進行飲食、咀嚼，以便維持生命。然而，每日使用後加上疏於保養、清潔，很容易造成蛀牙、掉牙之狀況；因此，隨著科技的發達，需要植牙的患者也越來越多，牙科診所也如雨後春筍般，越開越多。

【0003】 傳統上，植牙治療的方法就是要先拔牙，等到三個月後傷口癒合了再作一次手術來推鼻竇、補骨粉，然後，透過手術方式來將上顎骨磨開一個窗口，再將骨粉填入；等補完骨粉後再等三到六個月，才開始實施植牙體 (implant，或稱人工牙根) 的植入手術，將該植牙體植入到口腔內的牙槽骨內。最後，再等三到六個月之後，裝上牙冠，完成整個的植牙程序。一般而言，傳統植牙法的療程大約費時一年半的時間。

【0004】 有一種較為新式的植牙方法，例如台灣專利申請號 095140364 的「具美容功效之五合一快速植牙方法」以及 099119391 的「五合一植牙方法及工具」，分別揭露了幾種不同的快速植牙方法。這個方法

的精髓就在於將拔牙、推鼻竇、補骨粉、植牙、裝臨時牙冠這五個步驟在一次的療程中完成；等到三到四個月之後就可以裝上正式的假牙，所以使用上述的植牙法療程，大約只需費時半年，病人就可以使用新植入的假牙來吃東西。前述植牙法不僅侵入性低，成功率高，除了讓病人少挨幾次刀之外，更有效縮短了治療的時間，非常實用。

【0005】 然而，為了實現上述快速植牙的目的，傳統植牙體在植入牙槽骨以前，必須先以鑽牙機（俗稱牙科手機，或dental hand piece，或dental drill）分別多次地帶動不同直徑的鑽頭，以逐步漸擴的方式在牙槽骨上挖出要埋設植牙體的孔洞，如此一來，手術時間拉長，口腔內的創傷加大、加深，致使病人痛苦延長，且傷口更不容易癒合；此外，反覆挖鑿牙槽骨，更會大幅提高牙科醫生失誤、誤鑽、鑽太深的機率（上顎鑽太深會鑿穿鼻竇腔，下顎鑽太深會挖斷臉部神經）。

【0006】 此外，一般植牙總免不了需要進行補骨，以增加植牙體周邊的骨量；然而，補骨手術必需要以補骨粉塞填至缺牙處，這會增加額外的填補骨粉費用。

【0007】 因此，如何設計出一款可以結合鑽入與植牙的植牙體，捨棄多次鑽入、逐步漸擴的植牙方法，進而縮短植牙手術時間、減少口腔創傷，或者，讓牙科醫師在植牙時，可以將牙科病患自身的骨頭導引至缺骨或骨頭較少的部位，這是本領域具有通常知識者努力的目標。

【發明內容】

【0008】 本發明主要目的在讓牙科醫師以一次性的植牙方式，結合

鑽頭鑽入的動作與植牙體（implant，又稱人工牙根）植入的動作，從而縮短植牙手術時間，減少口腔的創傷，進而減少牙科病患的手術痛苦，加快植牙傷口癒合的時間。

【0009】 本發明另一目的在消除反覆挖鑿牙槽骨、多次鑽入、逐步漸擴的植牙方法，進而降低牙科醫生以鑽牙機（俗稱牙科手機，或dental hand piece，或dental drill）鑽入牙槽骨時的失誤、誤鑽、鑽太深的狀況。

【0010】 本發明又一目的在於，利用植牙體進行攻牙時，可以導引骨頭至缺骨的部位，降低填補牙科骨粉的需求或機率。

【0011】 為了解決上述及其他問題，本發明提供一種植牙體結構，其包括有一本體部、一第一螺紋部、一頭部、多個第二螺紋部及多條側切槽。其中，該本體部於縱向上定義有一鑽入軸向，該第一螺紋部位於該本體部沿該鑽入軸向的其中一端部上，該頭部位於該本體部沿該鑽入軸向的另一端部；該第二螺紋部具有大於該第一螺紋部的螺距，且橫向設置於該本體部的徑向側邊，多個第二螺紋部沿該鑽入軸向設置於不同位置，每一第二螺紋部在該植牙體結構之旋轉方向P的相異兩端部上設置有一切削面及一骨屑堆積面；該側切槽設置於該頭部及該本體部的徑向側邊，並自該頭部穿越經過多個切削面及多個骨屑堆積面而接抵該第一螺紋部。

【0012】 為了解決上述及其他問題，本發明提供另一種植牙體結構，其包括有一本體部、一第一螺紋部、一頭部、多個第二螺紋部及多條側切槽。其中，該本體部於縱向上定義有一鑽入軸向，該第一螺紋部位於該本體部沿該鑽入軸向的其中一端部上，該頭部位於該本體部沿該鑽入軸向的另一端部；該第二螺紋部具有大於該第一螺紋部的螺距，且設置於該

本體部的徑向側邊，該第二螺紋部可沿該鑽入軸向旋轉並形成一切線J；該側切槽設置於該頭部及該本體部的徑向側邊，並自該頭部延伸而接抵該第一螺紋部，該切線J朝向該鑽入軸向的其中一端部而與該側切槽夾有一角度 Φ ，並滿足 $\Phi \leq 90$ 度。

【0013】 如上所述的植牙體結構，其中，該頭部包括有一尖點，該尖點沿該頭部的輪廓延伸具有一傾斜角 δ ，並滿足 $0 \leq \delta \leq 30$ 度。

【0014】 如上所述的植牙體結構，其中，該本體部靠近該頭部之直徑H1小於或等於該本體部遠離該頭部之直徑H2；在進一步實施例中，該頭部周邊之側切槽距離該頭部頂端具有一間距S，且滿足 $S/H1 \leq 0.3$ 。

【0015】 如上所述的植牙體結構，其中，該第二螺紋部具有一頂部區，多個第二螺紋部的頂部區連線延伸相交並定義有一夾角 $\Psi 1$ ，該本體部在軸向剖面定義有一夾角 $\Psi 2$ ，並滿足 $\Psi 1 \geq \Psi 2$ 。

【0016】 如上所述的植牙體結構，其中，靠近該頭部之第二螺紋部的高度小於或等於遠離該頭部之第二螺紋部的高度。

【0017】 如上所述的植牙體結構，其中，該側切槽靠近該頭部之橫向槽寬大於或等於該側切槽遠離該頭部之橫向槽寬。

【0018】 如上所述的植牙體結構，其中，該側切槽靠近該頭部之槽深大於或等於該側切槽遠離該頭部之槽深。

【0019】 如上所述的植牙體結構，其中，多個第二螺紋部的螺距均相等，且該第二螺紋部與該本體部相接處具有一橫截寬度，靠近該頭部的橫截寬度小於或等於遠離該頭部的橫截寬度。

【0020】 如上所述的植牙體結構，其中，該第二螺紋部具有一頂部

區，該頂部區呈尖點狀、圓弧狀或折線狀。

【0021】 如上所述的植牙體結構，其中，該第二螺紋部包括有一主受力面及一次受力面，該主受力面位於鄰近該頭部的方向，該次受力面位於遠離該頭部的方向，該主受力面傾斜的角度小於或等於該次受力面傾斜的角度。

【0022】 如上所述的植牙體結構，其中，該頭部的頂端呈平面狀或圓弧狀。

【0023】 如上所述的植牙體結構，其中，該切削面的切線與該切削面夾有一角度 $\alpha 1$ ，並滿足 $20 \leq \alpha 1 \leq 90$ 度。

【0024】 如上所述的植牙體結構，其中，該側切槽周邊相鄰的切削面與骨屑堆積面呈圓弧無折點狀而相接。

【0025】 如上所述的植牙體結構，其中，該第二螺紋部的半徑大於該切削面的曲率半徑。

【0026】 藉此，本發明所述的植牙體結構有益功效為：一、避免牙槽骨被施予多次鑽入、反覆挖鑿，從而縮短植牙手術時間，減少口腔的創傷與病患的痛苦，縮短植牙傷口癒合的時間；二、減少鑽牙失誤、降低誤鑽或鑽太深的狀況；三、導引該側切槽內的骨屑至該頭部附近，並利用該骨屑來推擠鼻竇膜，降低戳破鼻竇膜的機率，同時也可以將骨屑填補至該植牙體結構的頭部附近或是該鼻竇膜附近；四、導引該側切槽內的骨屑至該植牙體結構的徑向側邊，用以填補其徑向側邊的骨頭疏鬆處；五、利用自體骨頭，降低補骨粉的需求；六、不同的結構設計，可以滿足不同狀況的牙科病患。

【0027】 為使能更進一步瞭解本發明之特徵及技術內容，請參閱以下有關本發明之詳細說明與附圖，然而所附圖式僅提供參考與說明用，並非用來對本發明加以限制者。為使能更進一步瞭解本發明的特徵及技術內容，請參閱以下有關本發明的詳細說明與附圖，然而所附圖式僅提供參考與說明用，並非用來對本發明加以限制。

【圖式簡單說明】

【0028】 圖1A~圖1E、圖1H所繪示為本發明第一實施例植牙體結構的不同角度視圖。

【0029】 圖1F所繪示為圖1C實施例的X-X剖面圖。

【0030】 圖1G所繪示為圖1C實施例的Y-Y剖面圖。

【0031】 圖2A~圖2B所繪示為本發明之植牙體結構於切削牙槽骨的使用示意圖。

【0032】 圖3A~圖3C所繪示為本發明植牙體結構的鑽入阻力功效圖。

【0033】 圖4所繪示為本發明第二實施例之植牙體結構側視圖。

【0034】 圖5所繪示為本發明第三實施例之植牙體結構的示意圖。

【0035】 圖6A所繪示為本發明第四實施例之植牙體結構的立體視圖。

【0036】 圖6B所繪示為本發明第四實施例之植牙體結構的俯視圖。

【0037】 圖6C所繪示為圖6A的剖面圖。

【0038】 圖7A所繪示為本發明第五實施例之植牙體結構的立體視

圖。

【0039】 圖7B所繪示為本發明第五實施例之植牙體結構的前視圖。

【0040】 圖7C~圖7D所繪示為本發明第五實施例之植牙體結構的俯視圖。

【0041】 圖7E所繪示為本發明第五實施例的近似沿生的植牙體結構示意圖。

【0042】 圖8A~圖8B所繪示為本發明植牙體結構的不同構型切剖面之示意圖。

【0043】 圖8C所繪示為圖8A~圖8B的切剖面曲率半徑與鑽入阻力的對應關係功效圖。

【0044】 圖9A~圖9B所繪示為本發明植牙體結構的不同大小面積的本體部之示意圖。

【0045】 圖9C所繪示為圖9A~圖9B的本體部、第二螺紋部截面積(A)與鑽入阻力的對應關係功效圖。

【0046】 圖10A所繪示為本發明植牙體結構的頭部放大圖。

【0047】 圖10B所繪示為圖10A之頭部傾斜角(δ)與鑽入阻力的對應關係功效圖。

【0048】 圖11所繪示為本發明第六實施例之植牙體結構的頭部放大圖。

【0049】 圖12所繪示為本發明第七實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。

【0050】 圖13所繪示為本發明第八實施例之植牙體結構的外表輪廓

示意圖。

【0051】 圖14所繪示為本發明第九實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。

【0052】 圖15所繪示為本發明第十實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。

【0053】 圖16所繪示為本發明第十一實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。

【0054】 圖17所繪示為本發明第十二實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。

【0055】 圖18~圖22所繪示為本發明第十三實施例之植牙體結構的立體視圖。

【0056】 圖23所繪示為本發明第十四實施例之植牙體結構的剖面圖。

【0057】 圖24所繪示為本發明第十五實施例之植牙體結構的剖面圖。

【0058】 圖25所繪示為本發明第十六實施例之植牙體結構的剖面圖。

【0059】 圖26所繪示為本發明第十六實施例之植牙體結構的立體圖。

【實施方式】

【0060】 請參閱圖1A~圖1E、圖1H，圖1A~圖1E、圖1H所繪示為本

發明第一實施例植牙體結構的不同角度視圖。其中，如圖1A~圖1D所示，一牙科手術所欲植入牙槽骨91（繪示於圖1H）內的植牙體結構1，其包括有一本體部18、一第一螺紋部11、一頭部15、多個第二螺紋部12及兩條側切槽14。該本體部18於縱向上定義有一鑽入軸向Z。該第一螺紋部11位於該本體部18的下端部（該鑽入軸向Z的其中一端部），該頭部15則位於該本體部18的上端部（該鑽入軸向Z的另一端部），因此，該頭部15與該第一螺紋部11分別位於該本體部18沿該鑽入軸向Z的相異兩端部。在此，該第一螺紋部11為一連續旋轉圍繞多圈的螺紋結構。該頭部15的頂端呈圓弧狀。該第二螺紋部12具有大於該第一螺紋部11的螺距，亦即，該第二螺紋部12的螺距G2大於該第一螺紋部11的螺距G1（如圖1B所示）。此外，該第二螺紋部12橫向設置（概略相當於水平方向）於該本體部18的徑向側邊，使得每一第二螺紋部12（如圖1D所示）的走向約略呈水平方向；在此，每一第二螺紋部12為一圓弧狀的螺紋片段（如圖1F、圖1G的剖面圖所示）。如圖1D所示，該第二螺紋部12沿該鑽入軸向Z旋轉並形成一切線J，該第二螺紋部12的切線J與水平線夾有一角度 λ （該切線J概略呈左下右上走向），因此該植牙體結構1以順時針方向旋轉，即可將該植牙體結構1鎖入圖1H的牙槽骨91。在此，該角度 λ 一般均小於20度，因此，該第二螺紋部12的走向（即切線J的方向）實質上接近或概略呈橫向設置。如此一來，當該植牙體結構1以該鑽入軸向Z為圓心進行旋轉時，該植牙體結構1即可透過該第二螺紋部12而逐步螺旋鎖入該牙槽骨91內。

【0061】 多個第二螺紋部12沿該鑽入軸向Z設置於不同位置，每一第二螺紋部12在該植牙體結構1之旋轉方向P的相異兩端部上設置有一切削

面123及一骨屑堆積面124。在此，該旋轉方向P的相異兩端部，即順時針方向之端部與逆時針方向之端部；前述切削面123、骨屑堆積面124之具體結構特徵即如圖1C、圖1F及圖1G所示，在該植牙體結構1上沿該第二螺紋部12擷取X-X剖面及Y-Y剖面，該X-X剖面即如圖1F所示，該Y-Y剖面即如圖1G所示，其中，圖1F、圖1G顯示出該第二螺紋部12乃是位於該本體部18的徑向外側，且每一第二螺紋部12均沿該旋轉方向P而概略呈圓弧狀外形，該切削面123及該骨屑堆積面124則位於該第二螺紋部12沿該旋轉方向P的前後兩端部（即位於該旋轉方向P的順時針端部與逆時針端部）。每一第二螺紋部12沿該旋轉方向P的前後兩端部，均與一側切槽14相鄰，且每一側切槽14在沿該旋轉方向P的前後兩端部，分別與一第二螺紋部12相鄰。因此，該第二螺紋部12與該側切槽14輪流沿著本體部18的圓周外側圍繞一圈而設置。與任一側切槽14相鄰的切削面123與骨屑堆積面124，其相接處均呈折點149狀相接。如圖1C所示，該側切槽14在靠近該頭部15之處具有一橫向槽寬D1，該側切槽14在遠離該頭部15之處具有一橫向槽寬D2，該橫向槽寬D1大於或等於橫向槽寬D2（亦即， $D1 \geq D2$ ），如此一來，當該植牙體結構1鑽入並被埋設於該牙槽骨91內部時，該側切槽14內會填滿骨屑92，使得牙槽骨91深處骨屑92的量多於牙槽骨91淺處，進而對該植牙體結構1產生比較穩定的固定結構（該植牙體結構1在該牙槽骨91內，應被骨頭或骨屑92所全部包圍、覆蓋）。另外，如圖1F、圖1G所示，該側切槽14靠近該頭部15之處具有一槽深T1，該側切槽14遠離該頭部15之處具有一槽深T2，在較佳實施例中，該槽深T1大於該槽深T2（亦即， $T1 > T2$ ）；如此一來，當該植牙體結構1鑽入並被埋設於該牙槽骨91內部

時，該側切槽14內會填滿骨屑92，使得牙槽骨91深處（即圖1F）骨屑92的量多於牙槽骨91淺處（即圖1G），進而對該植牙體結構1產生比較穩定的固定結構。還有，如圖1F所示，該切削面123的切線與該切削面123夾有一角度 $\alpha 1$ ，該角度 $\alpha 1$ 的大小會影響該第二螺紋部12側向切削（切削該植牙體結構1的徑向側邊）的難易程度。

【0062】 如圖1B~圖1D所示，該植牙體結構1的最下方固設、連接或耦接於一牙科連接件17，該植牙體結構1可透過該牙科連接件17而與其他的外部結構互相連接或拆解/結合。該側切槽14設置於該頭部15及該本體部18的徑向側邊，並自該頭部15穿越經過多個切削面123及多個骨屑堆積面124而接抵該第一螺紋部11；換言之，該側切槽14自該頭部15向下延伸而接抵該第一螺紋部11。又如圖1E的俯視圖所示，本實施例設置有兩條側切槽14，兩側切槽14由中心的頭部15向外輻射延伸，且呈彎曲的弧狀。如圖1D所示，該第二螺紋部12的切線J朝向該鑽入軸向Z的上端部而與該側切槽14夾有一角度 Φ ，其角度 Φ 小於或等於90度（亦即， $\Phi \leq 90$ 度）；如此一來，當本實施例的植牙體結構1被鎖入牙槽骨91的過程中，該第二螺紋部12的切削面123會沿著該切線J的方向移動，並朝向該切線J的方向來推擠骨屑92；此時，該側切槽14的左槽壁（由多個切削面123所構成）因為具有傾斜的角度 Φ ，所以會提供該骨屑92一向下的作用分力（component of force），使該些骨屑92會順著該側切槽14而往下方（遠離該頭部15的方向）逐步移動。在該些骨屑92逐步往下方（遠離該頭部15的方向）移動時，如果該植牙體結構1的徑向側邊（亦即圖1D的左右兩側）的骨頭較疏鬆，該骨屑92即可被擠壓而填充至徑向側邊的疏鬆部位。亦即，該骨屑92

可被導引、填充至植牙體結構1的徑向側邊的骨頭疏鬆處，可以使該植牙體結構1周邊包覆的骨頭更為密實（提高骨頭密度），進而使該植牙體結構1的包覆結構更為穩固。此外，因為病患自體的骨屑92被填補至該植牙體結構1的徑向側邊，因此，可以降低補骨粉的需求，從而降低植牙成本。

【0063】 如圖1B所示，該本體部18靠近該頭部15之處具有一直徑H1，該本體部18遠離該頭部15之處具有一直徑H2，在本實施例中，該直徑H1小於該直徑H2（ $H1 < H2$ ），亦即，該本體部18自該頭部15往該第一螺紋部11的方向，形成一漸擴的外形。另外，該頭部15與該本體部18相接處呈現一折點狀（如圖1B的放大圖所示）。再來如圖1H所示，位於該頭部15周邊之側切槽14，其距離該頭部15的頂端具有一間距S，一般而言，該間距S需滿足 $S/H1 \leq 0.5$ 的公式；在較佳實施例中， $S/H1 \leq 0.3$ 。在此，若該間距S滿足 $S/H1 \leq 0.3$ 的公式，即代表該間距S較小，亦即該側切槽14相當靠近該植牙體結構1的最頂端（圖1H的下端）；如此一來，當該植牙體結構1沿該旋轉方向P轉動時，該側切槽14可以比較容易切削到該植牙體結構1下方的牙槽骨91，進而使該植牙體結構1產生向下切削的效果，並使該植牙體結構1朝向該牙槽骨91的深處鎖入。當該植牙體結構1被鎖入牙槽骨91之後，具有圓弧狀頂端的頭部，在承受咀嚼食物的咬合力量時（咀嚼咬合力量一般朝向該頭部施予垂直方向的力量），可以緩衝或抵銷該咬合力量對該牙槽骨91的衝擊力或撞擊力，避免咬合食物的衝擊力、撞擊力集中於某一特定點，而對該牙槽骨91產生應力集中的破壞效果。

【0064】 此外，請同時參閱圖2A的剖面示意圖，該植牙體結構1的頭部15對該牙槽骨91進行切削時，該切削面123即可對其周邊的牙槽骨91

進行刮除，並使該些被刮下來的骨屑92堆積在側切槽14內；當該植牙體結構1繼續沿著該旋轉方向P轉動時，該切削面123即可推擠該些骨屑92，並將該骨屑92導引至該植牙體結構1徑向側邊的骨質疏鬆處（參閱圖1D的說明）。

【0065】 另外，請同時參閱圖2B的示意圖，該植牙體結構1的第二螺紋部12在該牙槽骨91內轉動時，也可以對該牙槽骨91進行切削，亦即，該第二螺紋部12端部的切削面123也會對該牙槽骨91進行刮除，或是對該些骨屑92進行推擠。

【0066】 接下來，圖3A~圖3C所繪示為本發明植牙體結構的鑽入阻力功效圖。如圖3A與圖1B、圖1H所示， $S/H1$ 的數值越大（代表間距S越大），則該植牙體結構1往該牙槽骨91深處鑽入的鑽入阻力就越大。如圖3B與圖1F所示，該角度 $\alpha 1$ 越靠近90度，該植牙體結構1往該牙槽骨91深處鑽入的鑽入阻力也越大，因此旋轉該植牙體結構1的旋轉扭力也必須要提高；當該角度 $\alpha 1$ 越小，則該植牙體結構1往該牙槽骨91深處鑽入的鑽入阻力越小（但該第二螺紋部12較容易崩壞、碎裂）。一般而言，該切削面123的切線與該切削面123之間所夾的角度 $\alpha 1$ ，較佳是滿足 $20 \leq \alpha 1 \leq 90$ 度，才能兼顧鑽入阻力與第二螺紋部12的材料強度、抵抗應力集中的能力。如圖3C與圖1F所示，該第二螺紋部12最外側距離該本體部18的中心具有一半徑 $R1$ ， $T1/R1$ 的數值越靠近1.0（代表槽深 $T1$ 越大），則該切削面123也越大，使得該植牙體結構1往該牙槽骨91深處鑽入的鑽入阻力就越大。

【0067】 請參閱圖4，圖4所繪示為本發明第二實施例之植牙體結構側視圖。如圖4所示，該植牙體結構1的第二螺紋部12沿該鑽入軸向Z旋轉

並形成一切線J，該第二螺紋部12的切線J與水平線夾有一角度 λ ，該切線J概略呈左下右上走向；該第二螺紋部12的切線J朝向該鑽入軸向Z的下端部而與該側切槽14夾有一角度 Φ ，其角度 Φ 小於等於90度（亦即， $\Phi \leq 90$ 度）。如此一來，當本實施例的植牙體結構1以順時針旋轉而被鎖入牙槽骨91的過程中，該第二螺紋部12的切削面123會沿著該切線J的方向移動，並朝向切線J的方向來推擠骨屑92。此時，該側切槽14的左槽壁（由多個切削面123所構成）因為具有傾斜的角度 Φ ，所以會提供該骨屑92一向上的作用分力（component of force），使該些骨屑92會順著該側切槽14而往上方（朝向該頭部15的方向）逐步移動。在牙科手術如果遇到需要推鼻竇或補骨粉的狀況時，即可利用該些骨屑92逐步往上方（朝向該頭部15的方向）移動的機制，而使該骨屑92被擠壓、移動並填充至該頭部15的方向（例如鼻竇膜附近），因此牙科醫師可以將該自體的骨屑92填補至該植牙體結構1的頭部15附近；或者，也可以利用逐步往該頭部15方向而移動的骨屑92，來推擠鼻竇膜。如此一來，如果遇到口腔上顎植牙的狀況時，便無需再填入骨粉，故可以降低填補骨粉的需求，降低植牙成本，同時也降低戳破鼻竇膜的機率。藉此，本實施例的植牙體結構1，透過該側切槽14的傾斜設置，而可以將骨屑92導引、填充至植牙體結構1的上端部（靠近該頭部15之處），並透過該些骨屑92來推擠、推高鼻竇膜，並使病患自體的骨屑92被填入該植牙體結構1的頭部15附近或病患的鼻竇膜附近。

【0068】 如上所述，圖1A~圖1H的植牙體結構1，因為該第二螺紋部12的切線J在朝向該頭部15的方向上，與該側切槽14夾有一小於90度的角度 Φ ，所以在該側切槽14內的骨屑92即可利用該傾斜角度 Φ 所提供的向下作

用分力，而逐步地朝向遠離該頭部15的方向而移動；藉此，圖1A~圖1H的植牙體結構1可導引該骨屑92至徑向側邊，用以填補徑向側邊的骨頭疏鬆處。其對比於圖4的植牙體結構1，因為該第二螺紋部12的切線J在朝向下端部的方向（遠離該頭部15的方向）上，與該側切槽14夾有一小於90度的角度 Φ ，所以在該側切槽14內的骨屑92即可利用該傾斜角度 Φ 所提供的向上作用分力，而逐步地朝向該頭部15的方向而移動；藉此，如果遇到需要推鼻竇或補骨粉的狀況時，圖4的植牙體結構1即可導引該骨屑92至該頭部15附近，利用該些骨屑92來推擠鼻竇膜，或填補該頭部15附近的骨質疏鬆處。

【0069】 本發明還有其他實施例，請參閱圖5，圖5所繪示為本發明第三實施例之植牙體結構的示意圖。如圖5及其放大圖所示，該頭部15與該本體部18相接處呈圓弧無折點狀，如此一來，該植牙體結構1的頭部15往牙槽骨91深處鑽入時，在該頭部15與該本體部18交界處可以產生比較小的摩擦阻力，有利於將該植牙體結構1植入牙槽骨91內。還有，本實施例植牙體結構1的頭部15頂端呈平面狀，因此當該植牙體結構1被埋入該牙槽骨91內時，平緩的頭部15可以分散咀嚼食物所產生的咬合衝擊力量（因為承受的壓力與受力的面積成反比）。

【0070】 請參閱圖6A~圖6C，圖6A所繪示為本發明第四實施例之植牙體結構的立體視圖，圖6B所繪示為本發明第四實施例之植牙體結構的俯視圖，圖6C所繪示為圖6A的剖面圖。如圖所示，本實施例的植牙體結構1在該頭部15及該本體部18的徑向側邊設置有三條側切槽14。

【0071】 請參閱圖7A~圖7D，圖7A所繪示為本發明第五實施例之植

牙體結構的立體視圖，圖7B所繪示為本發明第五實施例之植牙體結構的前視圖，圖7C~圖7D所繪示為本發明第五實施例之植牙體結構的俯視圖。如圖7A與圖7B所示，本實施例的植牙體結構1，其多個第二螺紋部12沿該鑽入軸向Z旋轉並形成一切線J，該第二螺紋部12的切線J與水平線夾有一角度 λ （該切線J概略呈左上右下走向），因此該植牙體結構1即可以逆時針方向旋轉，而將該植牙體結構1鎖入牙槽骨91內。在此，本實施例植牙體結構1在鑽入病患的牙槽骨91內時須以逆時針方向鎖入，其對照圖1D植牙體結構1的順時針鎖入，故可知道，該植牙體結構1的順時針鎖入或逆時針鎖入乃是由該第二螺紋部12的切線J傾斜方向所決定。再來，在該頭部15及該本體部18的徑向側邊設置有四條側切槽14，該第二螺紋部12的切線J朝向該鑽入軸向Z的上端部而與該側切槽14夾有一角度 Φ ，該角度 Φ 小於等於90度（亦即， $\Phi \leq 90$ 度）；因此，當本實施例的植牙體結構1被鎖入牙槽骨91的過程中，該第二螺紋部12的切削面123會沿著該切線J的方向移動，並朝向該切線J的方向來推擠骨屑92。此時，該側切槽14的右槽壁（由多個切削面123所構成）因為具有傾斜的角度 Φ ，所以會提供該骨屑92一向下的作用分力（component of force），使該些骨屑92會順著該側切槽14而往下方（遠離該頭部15的方向）逐步移動。藉此，該骨屑92可被導引、填充至植牙體結構1的徑向側邊的骨頭疏鬆處，並使該植牙體結構1周邊包覆的骨頭更為密實及穩固，因而可以降低病患補骨粉的需求，從而降低植牙成本。此外，圖7C、圖7D繪示了不同構型的側切槽14、不同構型的頭部15，該側切槽14位於該頭部15的圓周圍繞一圈而設置。

【0072】 請再參閱圖7E，圖7E所繪示為本發明第五實施例的近似沿

生的植牙體結構示意圖；其中，圖7E的植牙體結構1的第二螺紋部12沿該鑽入軸向Z旋轉並形成一切線J，該第二螺紋部12的切線J與水平線夾有一角度 λ ，該切線J概略呈左上右下走向。該第二螺紋部12的切線J朝向該鑽入軸向Z的下端部而與該側切槽14夾有一角度 Φ ，其角度 Φ 小於等於90度（亦即， $\Phi \leq 90$ 度）。如此一來，當本實施例的植牙體結構1被鎖入牙槽骨91的過程中，該第二螺紋部12的切削面123會沿著該切線J的方向移動，並朝向切線J的方向來推擠骨屑92。此時，該側切槽14的右槽壁（由多個切削面123所構成）因為具有傾斜的角度 Φ ，所以會提供該骨屑92一向上的作用分力（component of force），使該些骨屑92會順著該側切槽14而往上方（朝向該頭部15的方向）逐步移動。在牙科手術如果遇到需要推鼻竇或補骨粉的狀況時，即可利用該些骨屑92逐步往上方（朝向該頭部15的方向）移動的機制，而使該骨屑92被擠壓、移動並填充至該頭部15方向的鼻竇膜或該頭部15的附近。

【0073】 另外，除了上述側切槽14、第二螺紋部12的走向變化之外，該本體部18、第二螺紋部12的構型，當然也會影響該植牙體結構1的鑽入效果。請參閱圖8A~圖8B，圖8A~圖8B所繪示為本發明植牙體結構的不同構型切削面之示意圖。其中，在圖8A的實施例裏，該本體部18的周邊圍繞有三個側切槽14及三個第二螺紋部12，每一側切槽14的周邊都分別相鄰有一切削面123及一骨屑堆積面124；此外，該第二螺紋部12的切削面123具有一曲率半徑 $R3$ ，且該切削面123的切線與該切削面123夾有一角度 $\alpha 1$ ，該角度 $\alpha 1$ 約為25~60度，即可具有相當不錯的切削效果，且又同時可以兼顧該第二螺紋部12的機械強度（實務上， $60 \leq \alpha 1 \leq 90$ 度也可行）。

在本實施例中，該切削面123的曲率半徑 R_3 小於該第二螺紋部12的半徑 R_1 （亦即， $R_3 < R_1$ ）。此外，該側切槽14所佔據的空間（即該側切槽14的截面積）比圖6C的實施例還要大，因此，本實施例的側切槽14可以容納較多的骨屑92；如此一來，當蛀掉、壞掉而被拔除的真牙牙根較瘦或較小時（代表該真牙牙根周邊的骨質較多），即可使用圖8A的植牙體結構1，藉由空間較大的側切槽14來容納較多的骨屑92。再同時參閱圖8B的實施例，其第二螺紋部12的切削面123為一平面，因此該切削面123的曲率半徑 R_3 為無限大。比較圖8A與圖8B的植牙體結構1的鑽入阻力，如圖8C所示，隨著該切削面123之曲率半徑 R_3 的增加，該植牙體結構1鑽入該牙槽骨91深處的鑽入阻力也越大；其原因在於，越彎曲的切削面123（曲率半徑 R_3 越小）可以導引該骨屑92在徑向（radial axis）微幅移動。還有，在圖8A的實施例中，該切削面123與該骨屑堆積面124均具有弧形的截面，且該側切槽14周邊相鄰的切削面123與骨屑堆積面124之相接處均呈折點149狀相接；而圖8B的實施例中，該切削面123與該骨屑堆積面124的截面均呈直線狀，該側切槽14周邊相鄰的切削面123與骨屑堆積面124之相接處均呈無折點狀相接。在此，相鄰的切削面123與骨屑堆積面124呈無折點狀，有利於導引該側切槽14內的骨屑92。

【0074】 請參閱圖9A~圖9C，圖9A~圖9B所繪示為本發明植牙體結構的不同大小面積的本體部之示意圖，圖9C所繪示為圖9A~圖9B的本體部18、第二螺紋部12截面積（A）與鑽入阻力的對應關係功效圖。其中，圖9A的側切槽14空間比圖9B的側切槽14的空間大，因此，圖9A的本體部18加上三個第二螺紋部12的截面積（A）比圖9B的實施例還要小。經過分

析，該本體部18加上多個第二螺紋部12的截面積（A）亦會影響該植牙體結構1朝向牙槽骨91深處鑽入的效果；如圖9C所示，以該第二螺紋部12最外圍的半徑R1作一圓，可得到該圓的面積為 $\pi *R1*R1$ ，如此一來，該本體部18加上多個第二螺紋部12總和的截面積（A）除以圓面積 $\pi *R1*R1$ 的比值，如果越接近1.0（即代表該側切槽14的空間越小，截面積（A）越大），則該植牙體結構1鑽入該牙槽骨91深處的鑽入阻力越大；其原因在於，該植牙體結構1鑽入該牙槽骨91內時，必定會產生骨屑92，若沒有容納該骨屑92的空間，便會增加該植牙體結構1鑽入的難度。

【0075】 請參閱圖10A~圖10B，圖10A所繪示為本發明植牙體結構的頭部放大圖，圖10B所繪示為圖10A之頭部傾斜角（ δ ）與鑽入阻力的對應關係功效圖。如圖所示，該植牙體結構1的頭部15包括有一尖點156，該尖點156沿該頭部15的輪廓延伸具有一傾斜角 δ 。一般而言，該傾斜角 δ 太大（亦即該頭部15過尖），則該植牙體結構1在該牙槽骨91內承受咀嚼食物的咬合力量時，就容易在該尖點156之處產生應力集中現象，其應力集中的破壞力、撞擊力易造成牙槽骨91受傷；若該傾斜角 δ 太小（亦即該頭部15太鈍），則該植牙體結構1往該牙槽骨91方向鑽入的阻力會越大，不利於牙科醫師對病患進行植牙手術（如圖10B所示）。根據分析，該傾斜角 δ 若滿足 $0 \leq \delta \leq 30$ 度，可以兼具鑽入效果且同時避免應力集中的問題。

【0076】 請參閱圖11，圖11所繪示為本發明第六實施例之植牙體結構的頭部放大圖。如圖11的植牙體結構1的剖面圖所示，其頭部15包括有一直線部157及一弧線部158，該直線部157與該尖點156相接而具有一傾斜角 δ ，該弧線部158則位於該直線部157的外側。在其他實施例中，該頭部

15也可以不設置尖點156，使該頭部15中心處的剖面呈弧線狀或平面狀，並在該弧線或平面的外側直接連接一直線或不同曲率的弧線，使該頭部15剖面呈現多重線段的構型。

【0077】 請參閱圖12，圖12所繪示為本發明第七實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。如圖12所示，該植牙體結構1的本體部18在靠近該頭部15之處具有一直徑H1，在遠離該頭部15之處具有一直徑H2，該直徑H1的大小等於該直徑H2的大小（亦即， $H1=H2$ ）。此外，多個第二螺紋部12的螺距G2均相等（無論是靠近或者遠離該頭部15），如此一來，可以確保該植牙體結構1以該旋轉方向P轉動一圈即可以向該牙槽骨91的深處鑽入一個螺距G2的距離。該第二螺紋部12與該本體部18相接處具有一橫截寬度K1、K2；靠近該頭部15的橫截寬度K1等於遠離該頭部15的橫截寬度K2（亦即， $K1=K2$ ）。在其他實施例中，靠近該頭部15的橫截寬度K1也可以小於遠離該頭部15的橫截寬度K2（亦即， $K1<K2$ ），如此一來，隨著該植牙體結構1被鑽入至該牙槽骨91的內部，該第二螺紋部12即可藉由越來越大的橫截寬度K2來增加與牙槽骨91接觸的表面積，表面積增加代表摩擦力或該植牙體結構1的骨整合（osseous integration）面積加大，該植牙體結構1的整體機械強度，或是抵抗咀嚼食物的咬合力，當然也會越大。

【0078】 請參閱圖13，圖13所繪示為本發明第八實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。本實施例的植牙體結構1，其本體部18靠近該頭部15之直徑H1等於該本體部18遠離該頭部15之直徑H2（亦即， $H1=H2$ ）。至於本實施例的第二螺紋部12，其靠近該頭部15之第二螺紋部12具有一高度F1，遠離該頭部15之第二螺紋部12具有一高度F2，其中，高度F1小於高度

F2 (亦即, $F1 < F2$)。因為F1小於F2, 所以該植牙體結構1左右兩側的多個第二螺紋部12的頂部區125連線延伸相交, 即可定義有一夾角 $\Psi 1$; 一般而言, 該夾角 $\Psi 1$ 約小於30度。相同的原理, 本實施例的植牙體結構1越朝該牙槽骨91深處鑽入, 該第二螺紋部12即可藉由越來越高的高度F2, 來增加與牙槽骨91接觸的表面積, 進而增加整體植牙體結構1的摩擦力與骨整合的表面積, 而且, 該植牙體結構1也會增加整體的機械強度與食物咬合的抵抗力。在其他實施例中, 靠近該頭部15之第二螺紋部12的高度F1也可以等於遠離該頭部15之第二螺紋部12的高度F2 (亦即, $F1 = F2$)。

【0079】 請參閱圖14, 圖14所繪示為本發明第九實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。如圖14所示, 本實施例的多個第二螺紋部12的頂部區125連線延伸後, 會相交並定義有一夾角 $\Psi 1$, 該夾角 $\Psi 1$ 滿足 $0 < \Psi 1 < 30$ 度。該本體部18沿著該植牙體結構1的軸向 (亦即前述之鑽入軸向Z) 作一剖面, 即可由該本體部18的側邊定義有一夾角 $\Psi 2$ 。在此, 本實施例滿足 $\Psi 1 \geq \Psi 2$ 。還有, 本實施例的本體部18在靠近該頭部15的直徑H1小於該本體部18遠離該頭部15的直徑H2; 高度F2大於高度F1; 橫截寬度K2大於或等於橫截寬度K1 (亦即, $H1 < H2$, $F2 > F1$, $K2 \geq K1$)。

【0080】 請參閱圖15~圖17, 圖15所繪示為本發明第十實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖, 圖16所繪示為本發明第十一實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖, 圖17所繪示為本發明第十二實施例之植牙體結構的外表輪廓示意圖。如圖15所示, 該植牙體結構1的第二螺紋部12具有一頂部區125, 該頂部區125呈尖點狀; 如圖16所示, 該第二螺紋部12的頂部區125呈折線狀; 如圖17所示, 該第二螺紋部12的頂部區125呈圓弧狀。在

此，該第二螺紋部12還包括有一主受力面121及一次受力面122，該主受力面121位於鄰近該頭部15的方向，該次受力面122位於遠離該頭部15的方向，該主受力面121與水平線夾有一角度 $\theta 1$ （即該主受力面121傾斜的程度），該次受力面122與水平線夾有一角度 $\theta 2$ （即該次受力面122傾斜的程度）。一般而言， $\theta 1$ 等於 $\theta 2$ ；但在較佳實施例中， $\theta 2$ 大於 $\theta 1$ ，如此一來，當該植牙體結構1被鑽入至該牙槽骨91內部時，該第二螺紋部12可以藉由較為平緩的主受力面121，抵擋較大的咀嚼咬合力量（因為該主受力面121在抵抗垂直方向的咀嚼咬合力時，僅產生較小的側向分力）。

【0081】 請參閱圖18~圖22，圖18~圖22所繪示為本發明第十三實施例之植牙體結構的立體視圖。在此，本實施例展示出本發明的植牙體結構1，可應用、連接、耦接或設置於各種不同的牙科連接件17，該牙科連接件17可以是不同構型的牙科支台、牙科基台、牙科工具或用以拆解/連接的連接結構、卡合結構或卡榫結構，且該植牙體結構1與該牙科連接件17可以是固定設置型式，或者可拆卸分解式（圖18~圖22所繪示的植牙體結構1與牙科連接件17為固定設置型式）。

【0082】 請參閱圖23，圖23所繪示為本發明第十四實施例之植牙體結構的剖面圖；本實施例的植牙體結構1具有四個側切槽14，每一側切槽14的截面均呈半圓狀，亦即，每一側切槽14周邊相鄰的切削面123與骨屑堆積面124為曲率半徑相等的圓弧。請參閱圖24，圖24所繪示為本發明第十五實施例之植牙體結構的剖面圖；本實施例的植牙體結構1具有三個側切槽14，每一側切槽14周邊相鄰的切削面123與骨屑堆積面124為曲面結構相異的圓弧。請參閱圖25，圖25所繪示為本發明第十六實施例之植牙體結

構的剖面圖；本實施例的植牙體結構1具有五個側切槽14，每一側切槽14周邊相鄰的切削面123與骨屑堆積面124為平面結構。在此說明，本發明的植牙體結構1，可以於上述任一實施例中開設兩個、三個、四個、五個或更多的側切槽14，且該切削面123、骨屑堆積面124的形狀、輪廓亦可為上述任一種實施例的構型。

【0083】 請參閱圖26，圖26所繪示為本發明第十六實施例之植牙體結構的立體圖；如圖26所示，本實施例的側切槽14概略與該鑽入軸向Z呈平行，亦即該側切槽14位於該頭部15、本體部18的徑向側邊而概略呈垂直狀。詳細言之，若該本體部18的直徑H1與該本體部18的直徑H2相等（如圖12所示），則該側切槽14平行該鑽入軸向Z；若該本體部18的直徑H1小於該本體部18的直徑H2（如圖1B所示），則該側切槽14會與該鑽入軸向Z夾有一小小的角度。在此，本實施例的第二螺紋部12、側切槽14、頭部15、本體部18之間的結構關係，可以如前述的技術特徵，故不再贅述。

【0084】 藉此，本發明所述的植牙體結構1，可以讓牙科醫師透過旋轉鎖入的方式，直接將該植牙體結構1鎖入至牙槽骨91內，無需透過鑽牙機（俗稱牙科手機，或dental hand piece，或dental drill）多次鑽入、反覆挖鑿牙槽骨91，從而縮短植牙手術時間，減少口腔的創傷與病患的痛苦，縮短植牙傷口癒合的時間。此外，避免多次鑽入、反覆挖鑿牙槽骨91的間接效益，在於減少失誤、降低誤鑽或鑽太深的狀況（鑽太深可能挖斷顏面神經或鑿穿鼻竇膜）。還有，本發明的植牙體結構1透過該側切槽14設置的方向角度 Φ ，並且將該側切槽14自該頭部15延伸接抵至該第一螺紋部11，因此使得骨屑92在該側切槽14內可以被導引至該頭部15附近（如圖4所示）

或該植牙體結構1的徑向側邊（如圖1D所示），使病患自體的骨屑92可用以推擠鼻竇膜或者替代補骨粉的動作，滿足不同狀況的牙科病患。故本發明的植牙體結構1具有實現應用的牙科醫療潛力。

【0085】 本發明以實施例說明如上，然其並非用以限定本發明所主張之專利權利範圍。其專利保護範圍當視後附之申請專利範圍及其等同領域而定。凡本領域具有通常知識者，在不脫離本專利精神或範圍內，所作之更動或潤飾，均屬於本發明所揭示精神下所完成之等效改變或設計，且應包含在下述之申請專利範圍內。

【符號說明】

1：植牙體結構	A：截面積
11：第一螺紋部	D1、D2：橫向槽寬
12：第二螺紋部	T1、T2：槽深
121：主受力面	F1、F2：高度
122：次受力面	G1、G2：螺距
123：切削面	J：切線
124：骨屑堆積面	K1、K2：橫截寬度
125：頂部區	H1、H2：直徑
14：側切槽	R1：半徑
149：折點	R3：曲率半徑
15：頭部	S：間距
156：尖點	P：旋轉方向

157：直線部

Z：鑽入軸向

158：弧線部

δ ：傾斜角

17：牙科連接件

$\alpha 1$ 、 Φ 、 λ 、 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ ：角度

18：本體部

$\Psi 1$ 、 $\Psi 2$ ：夾角

91：牙槽骨

92：骨屑

【生物材料寄存】

國內寄存資訊【請依寄存機構、日期、號碼順序註記】

無

國外寄存資訊【請依寄存國家、機構、日期、號碼順序註記】

無

【序列表】(請換頁單獨記載)

無

申請專利範圍

1.一種植牙體結構，其包括：

一本體部(18)，於縱向上定義有一鑽入軸向(Z)；

一第一螺紋部(11)，位於該本體部(18)沿該鑽入軸向(Z)的其中一端部上；

一頭部(15)，位於該本體部(18)沿該鑽入軸向(Z)的另一端部；

多個第二螺紋部(12)，其具有大於該第一螺紋部(11)的螺距，且橫向設置於該本體部(18)的徑向側邊，多個第二螺紋部(12)沿該鑽入軸向(Z)設置於不同位置，每一第二螺紋部(12)在該植牙體結構(1)之旋轉方向(P)的相異兩端部上設置有一切削面(123)及一骨屑堆積面(124)；

多條側切槽(14)，設置於該頭部(15)及該本體部(18)的徑向側邊，並自該頭部(15)穿越經過多個切削面(123)及多個骨屑堆積面(124)而接抵該第一螺紋部(11)。

2.一種植牙體結構，其包括：

一本體部(18)，於縱向上定義有一鑽入軸向(Z)；

一第一螺紋部(11)，位於該本體部(18)沿該鑽入軸向(Z)的其中一端部上；

一頭部(15)，位於該本體部(18)沿該鑽入軸向(Z)的另一端部；

多個第二螺紋部(12)，其具有大於該第一螺紋部(11)的螺距，且設置於該本體部(18)的徑向側邊，該第二螺紋部(12)可沿該鑽入軸向(Z)旋轉並形成一切線(J)；

多條側切槽(14)，設置於該頭部(15)及該本體部(18)的徑向側邊，並自

該頭部(15)延伸而接抵該第一螺紋部(11)，該切線(J)朝向該鑽入軸向(Z)的其中一端部而與該側切槽(14)夾有一角度 Φ ，並滿足 $\Phi \leq 90$ 度。

3.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該頭部(15)包括有一尖點(156)，該尖點(156)沿該頭部(15)的輪廓延伸具有一傾斜角 δ ，並滿足 $0 \leq \delta \leq 30$ 度。

4.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該本體部(18)靠近該頭部(15)之直徑H1小於或等於該本體部(18)遠離該頭部(15)之直徑H2。

5.如請求項4所述之植牙體結構，其中，該頭部(15)周邊之側切槽(14)距離該頭部(15)頂端具有一間距S，且滿足 $S/H1 \leq 0.3$ 。

6.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該第二螺紋部(12)具有一頂部區(125)，多個第二螺紋部(12)的頂部區(125)連線延伸相交並定義有一夾角 $\Psi 1$ ，該本體部(18)在軸向剖面定義有一夾角 $\Psi 2$ ，並滿足 $\Psi 1 \geq \Psi 2$ 。

7.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，靠近該頭部(15)之第二螺紋部(12)的高度(F1)小於或等於遠離該頭部(15)之第二螺紋部(12)的高度(F2)。

8.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該側切槽(14)靠近該頭部(15)之橫向槽寬(D1)大於或等於該側切槽(14)遠離該頭部(15)之橫向槽寬(D2)。

9.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該側切槽(14)靠近該頭部(15)之槽深(T1)大於或等於該側切槽(14)遠離該頭部(15)之槽深(T2)。

10.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，多個第二螺紋部(12)的螺距(G2)均相等，且該第二螺紋部(12)與該本體部(18)相接處具有一橫截寬度

(K1,K2)，靠近該頭部的橫截寬度(K1)小於或等於遠離該頭部的橫截寬度(K2)。

11.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該第二螺紋部(12)具有一頂部區(125)，該頂部區(125)呈尖點狀、圓弧狀或折線狀。

12.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該第二螺紋部(12)包括有一主受力面(121)及一次受力面(122)，該主受力面(121)位於鄰近該頭部(15)的方向，該次受力面(122)位於遠離該頭部(15)的方向，該主受力面(121)傾斜的角度($\theta 1$)小於或等於該次受力面(122)傾斜的角度($\theta 2$)。

13.如請求項1或2所述之植牙體結構，其中，該頭部(15)的頂端呈平面狀或圓弧狀。

14.如請求項1所述之植牙體結構，其中，該切削面(123)的切線與該切削面(123)夾有一角度 $\alpha 1$ ，並滿足 $20 \leq \alpha 1 \leq 90$ 度。

15.如請求項1所述之植牙體結構，其中，該側切槽(14)周邊相鄰的切削面(123)與骨屑堆積面(124)呈圓弧無折點狀而相接。

16.如請求項1所述之植牙體結構，其中，該第二螺紋部(12)的半徑(R1)大於該切削面(123)的曲率半徑(R3)。

圖式

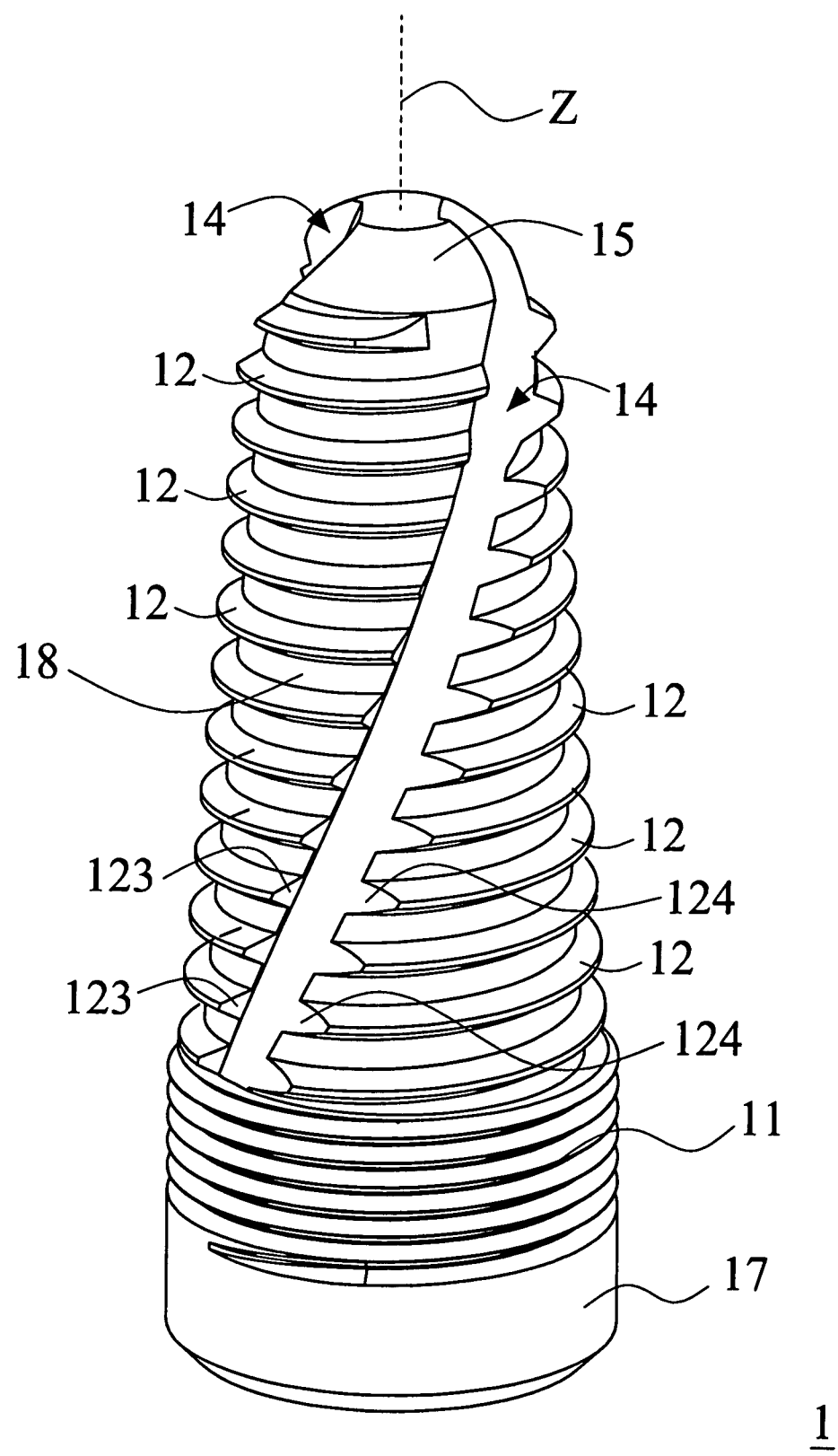


圖1A

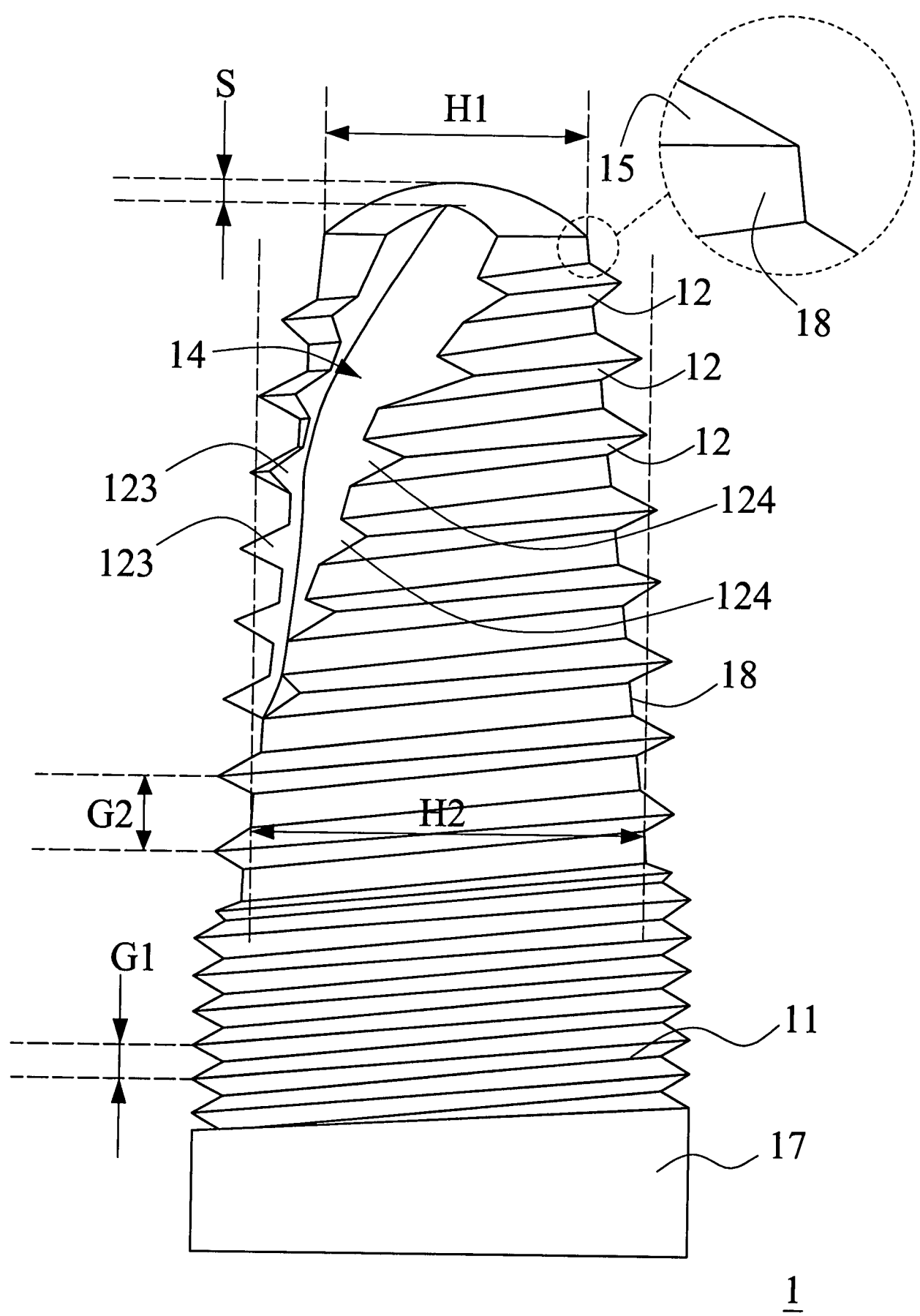
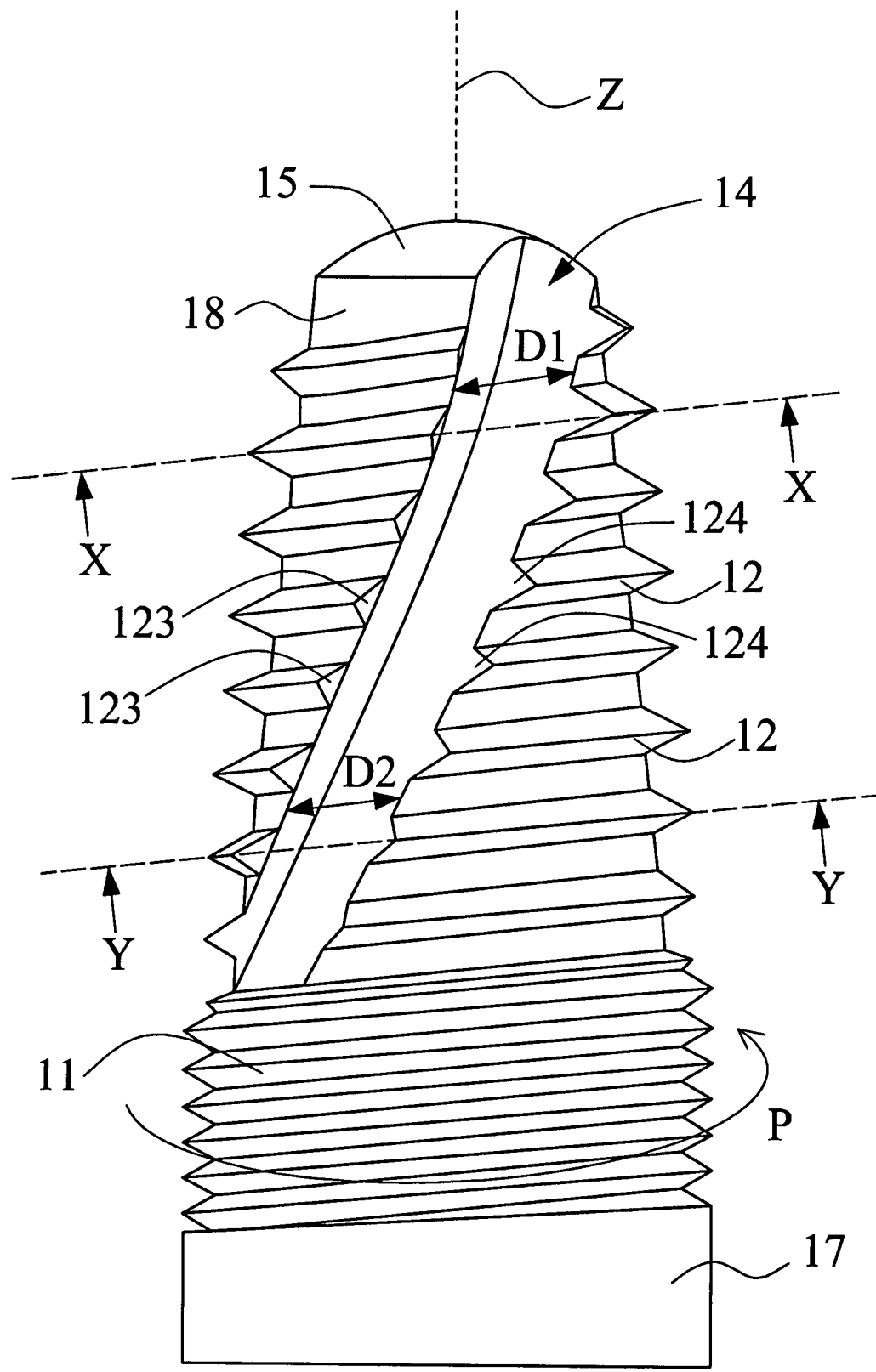


圖1B



1

圖1C

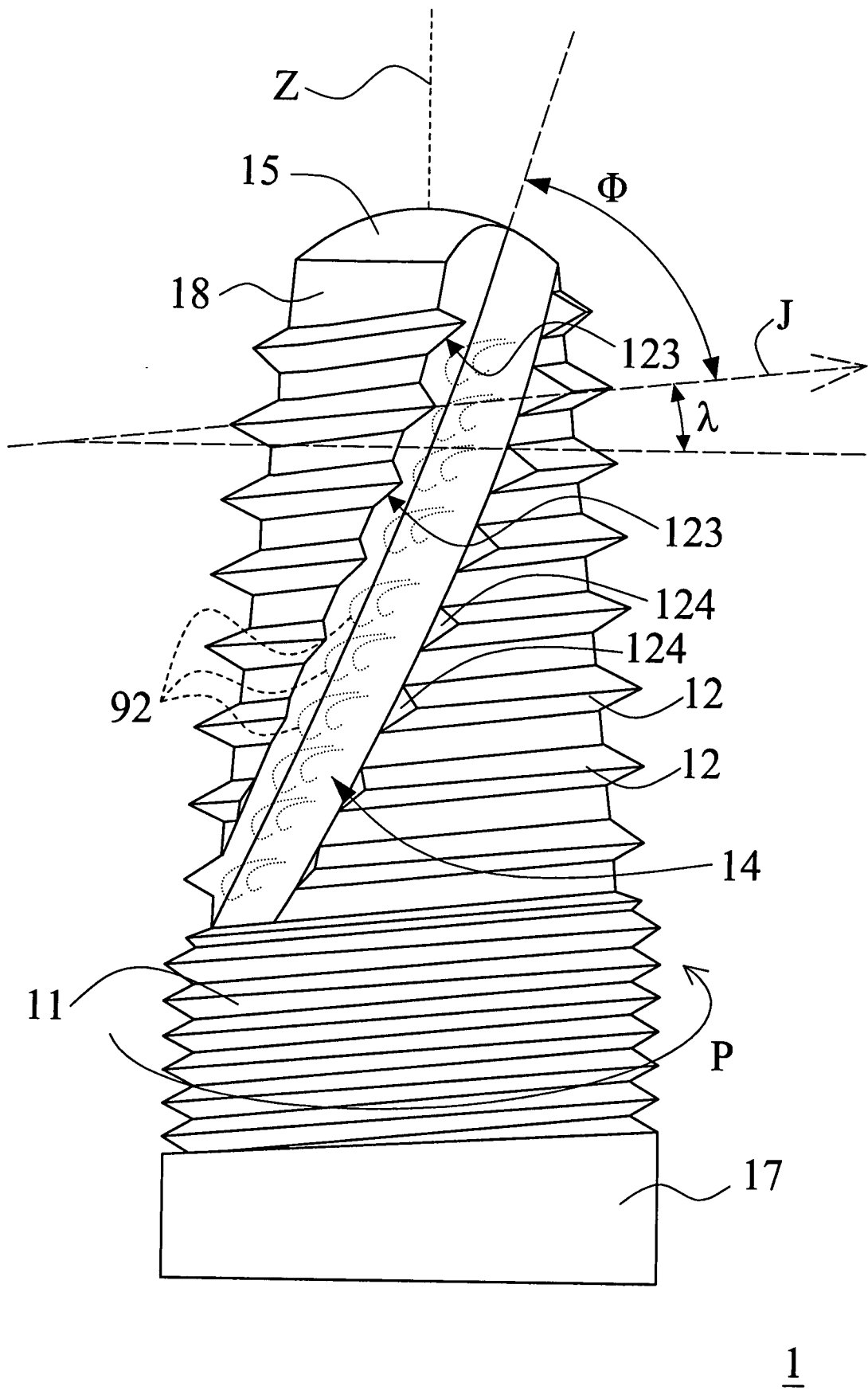


圖1D

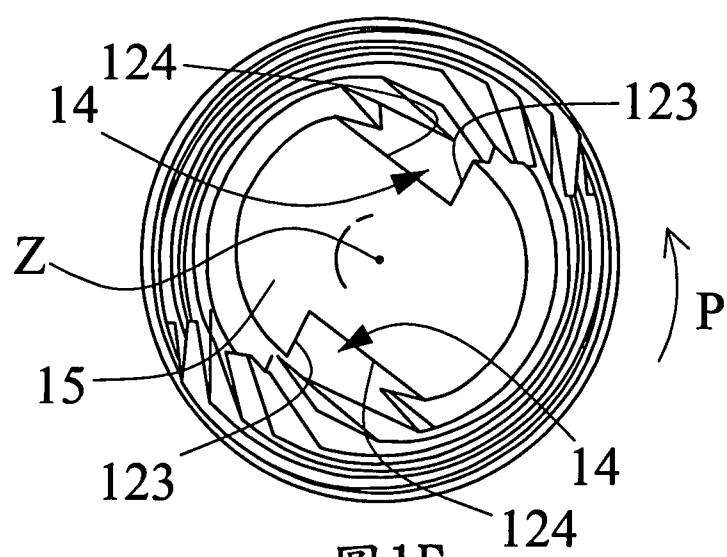


圖 1E

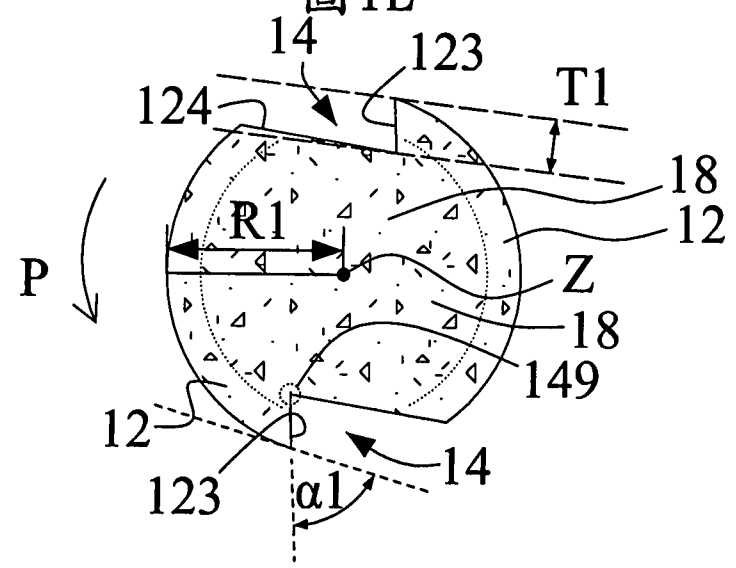


圖 1F

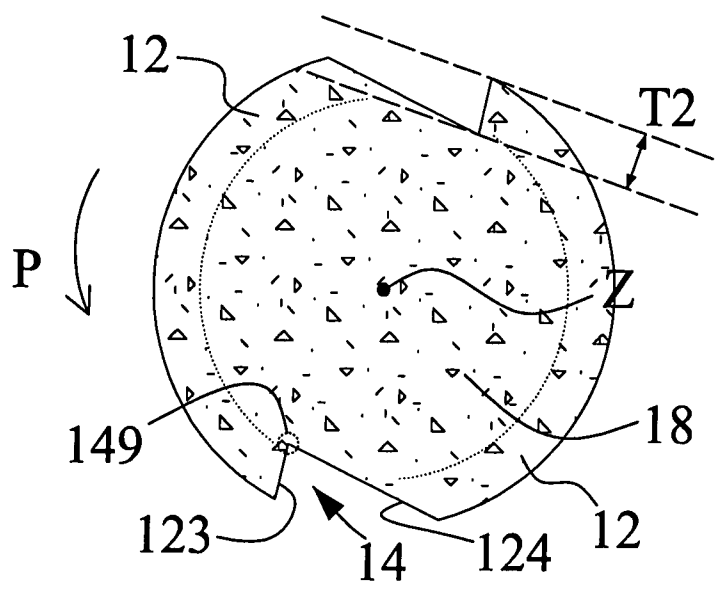


圖 1G

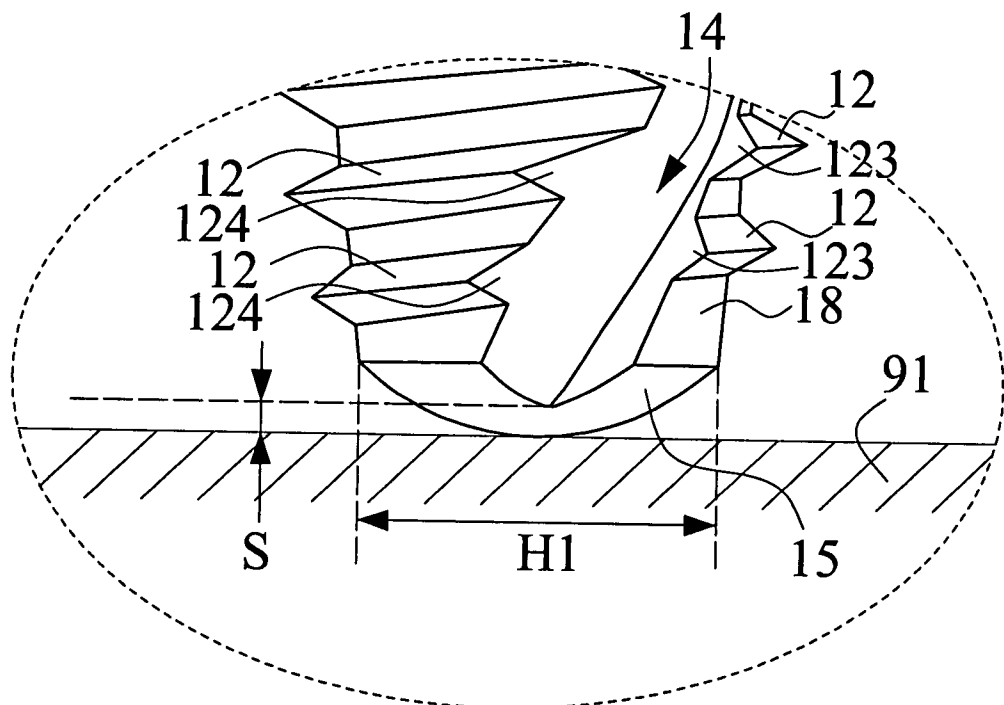


圖1H

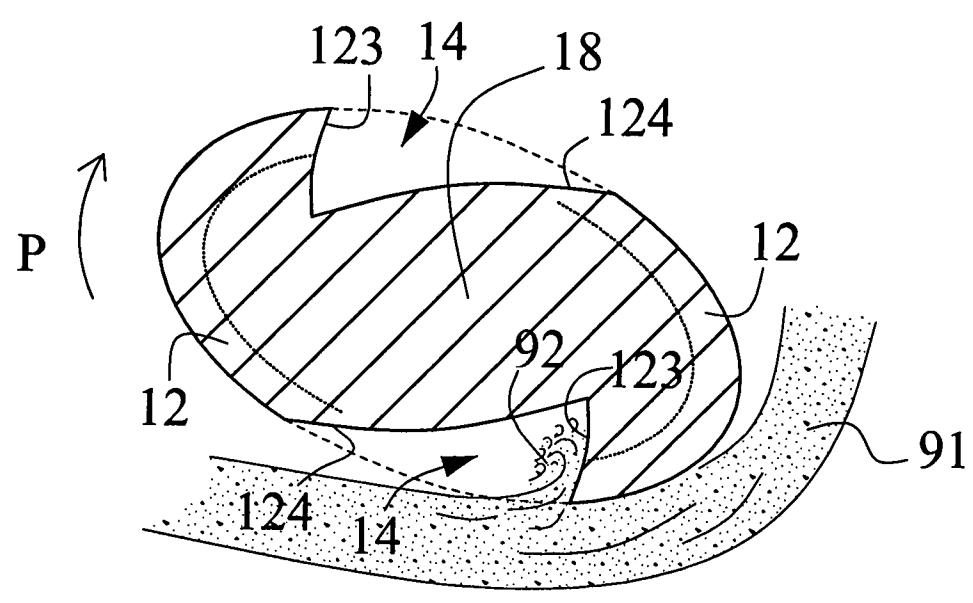


圖2A

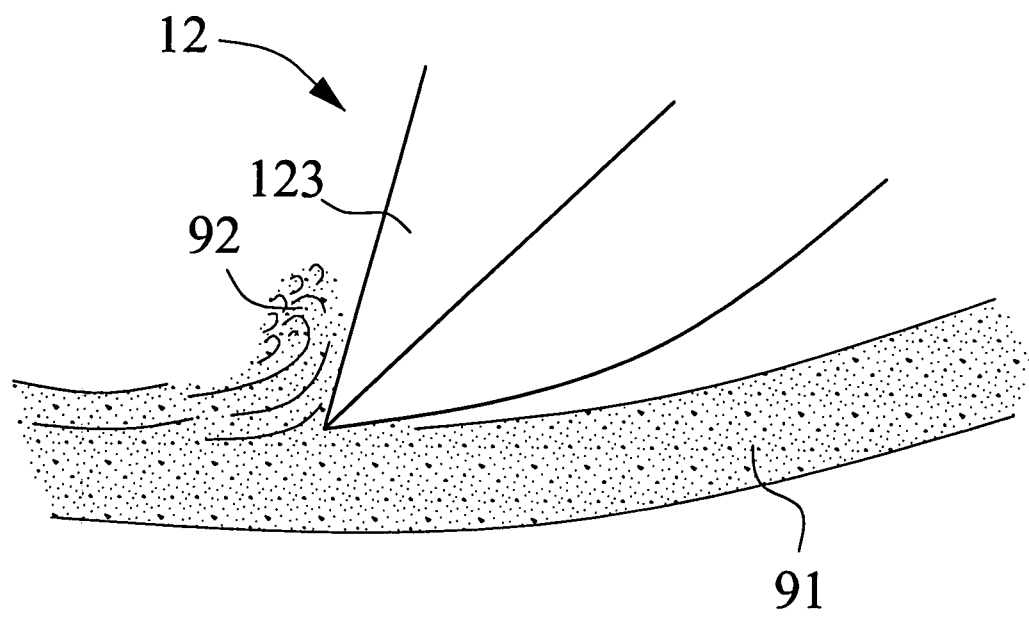


圖2B

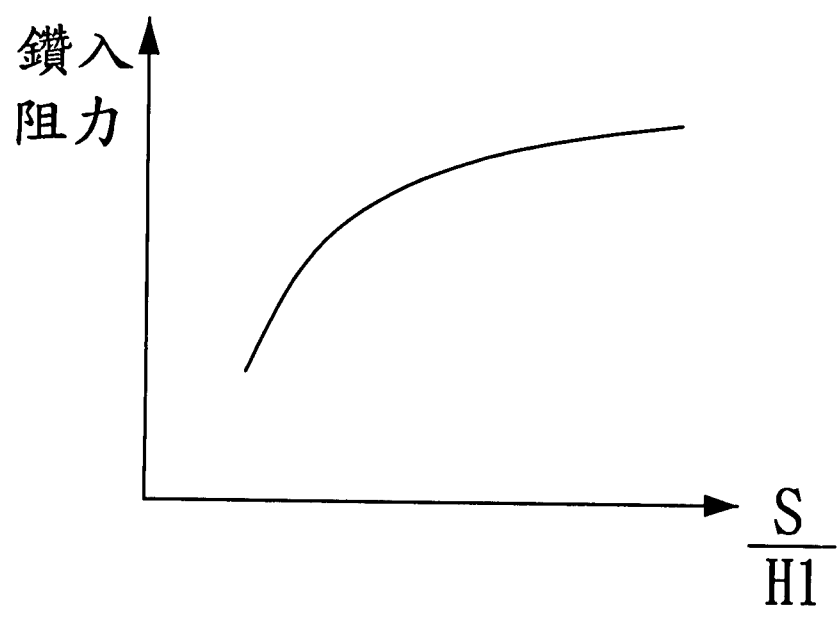


圖3A

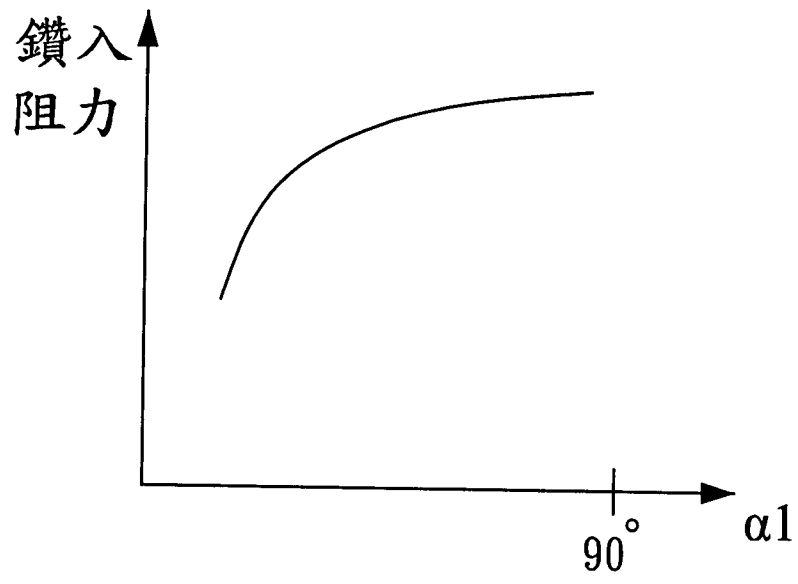


圖3B

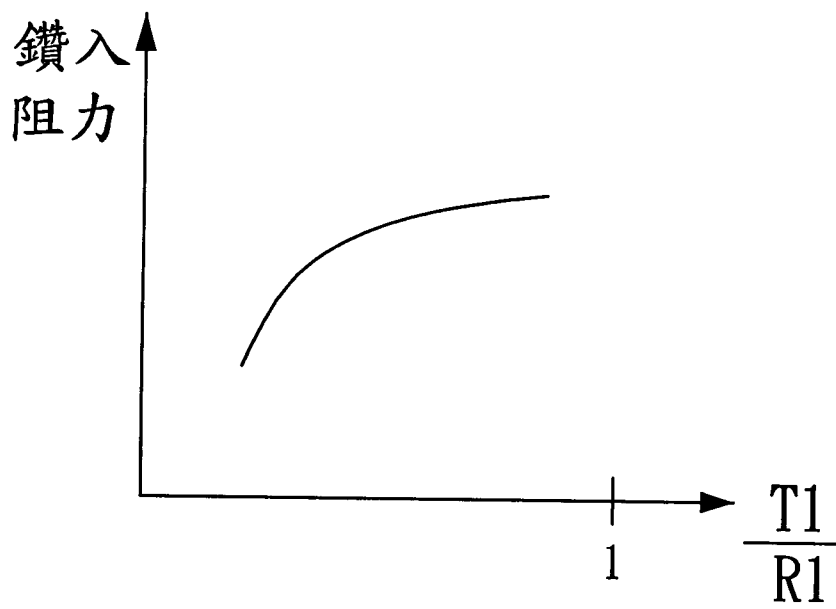


圖3C

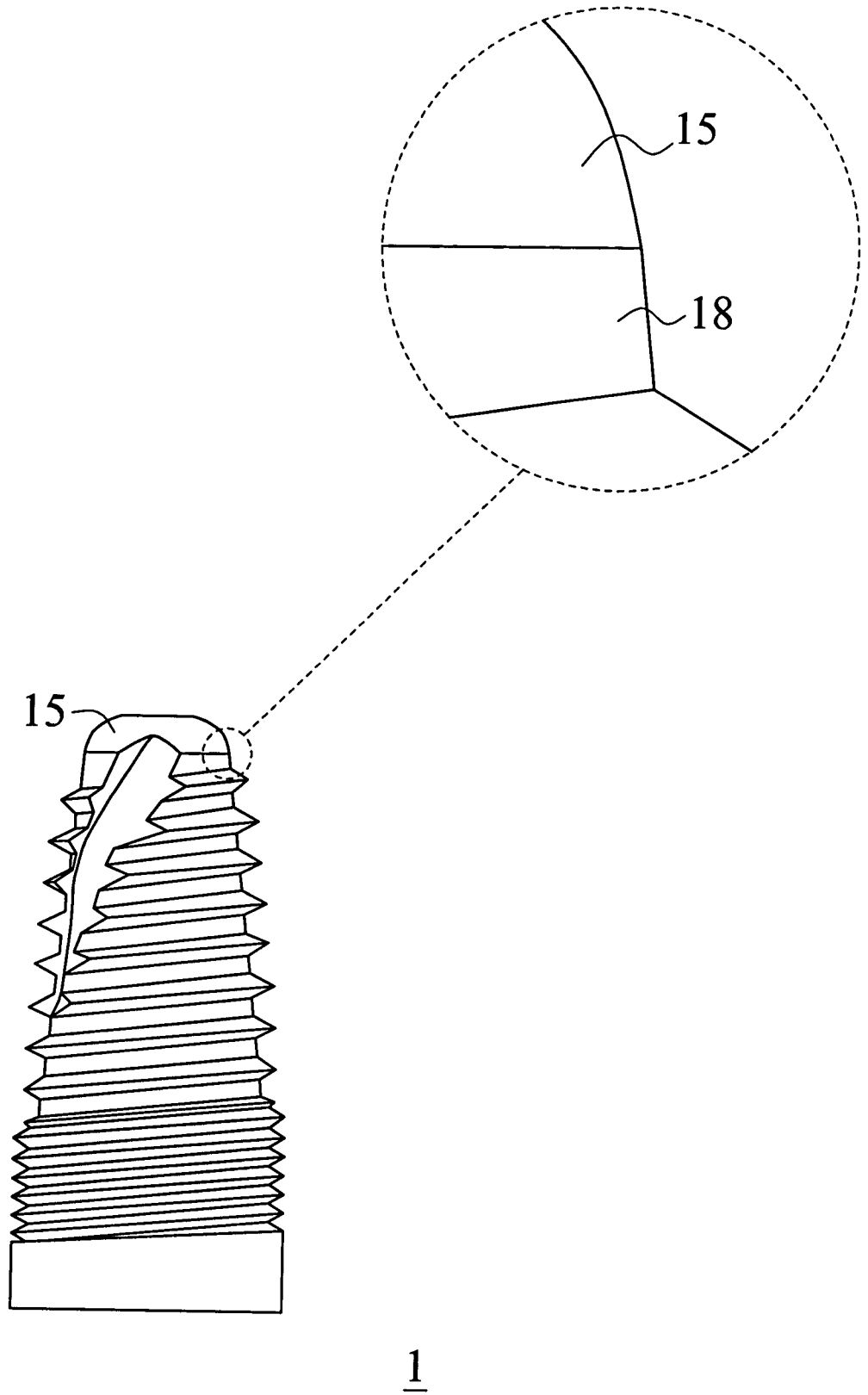
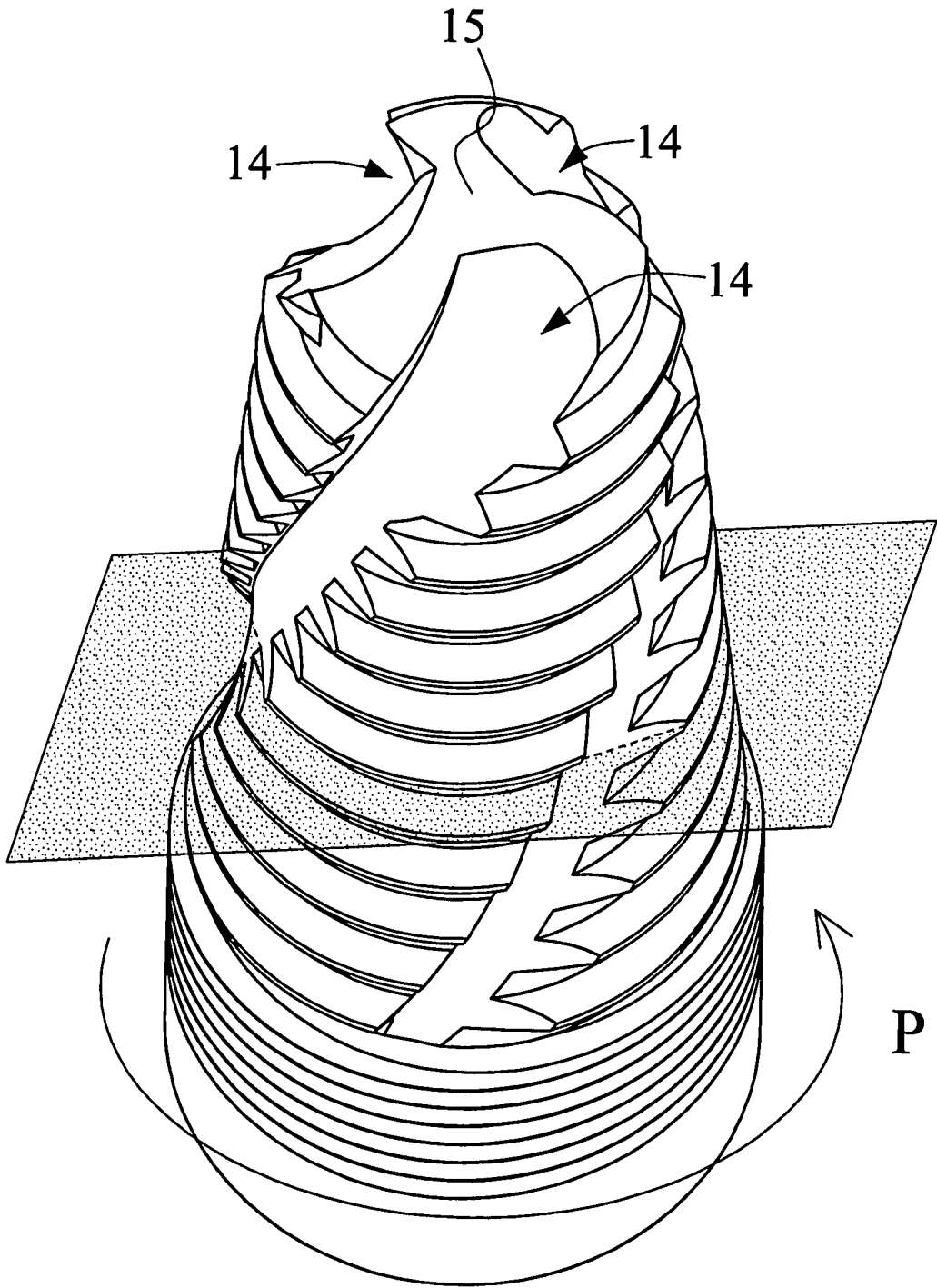


圖5



1

圖6A

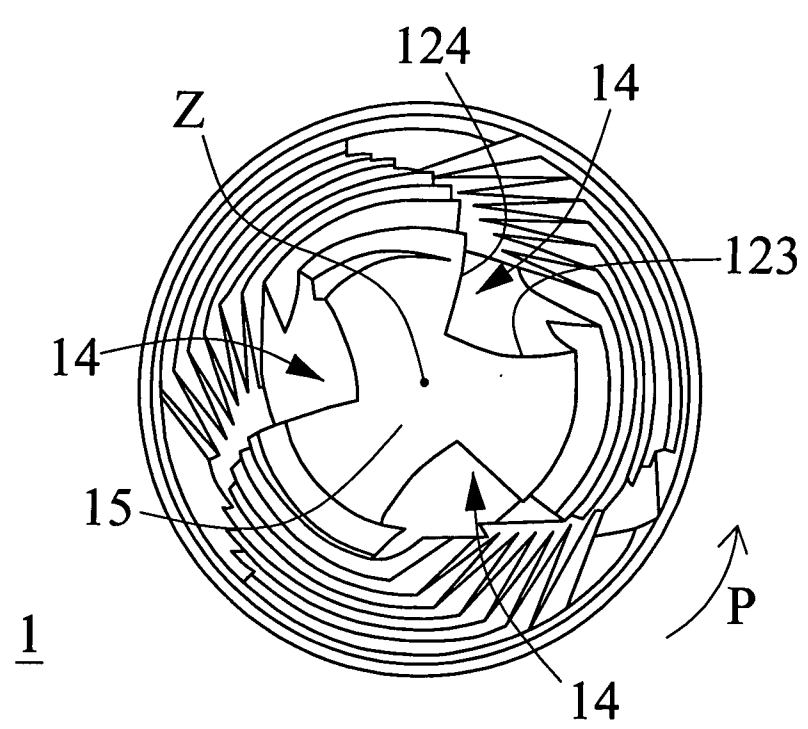


圖 6B

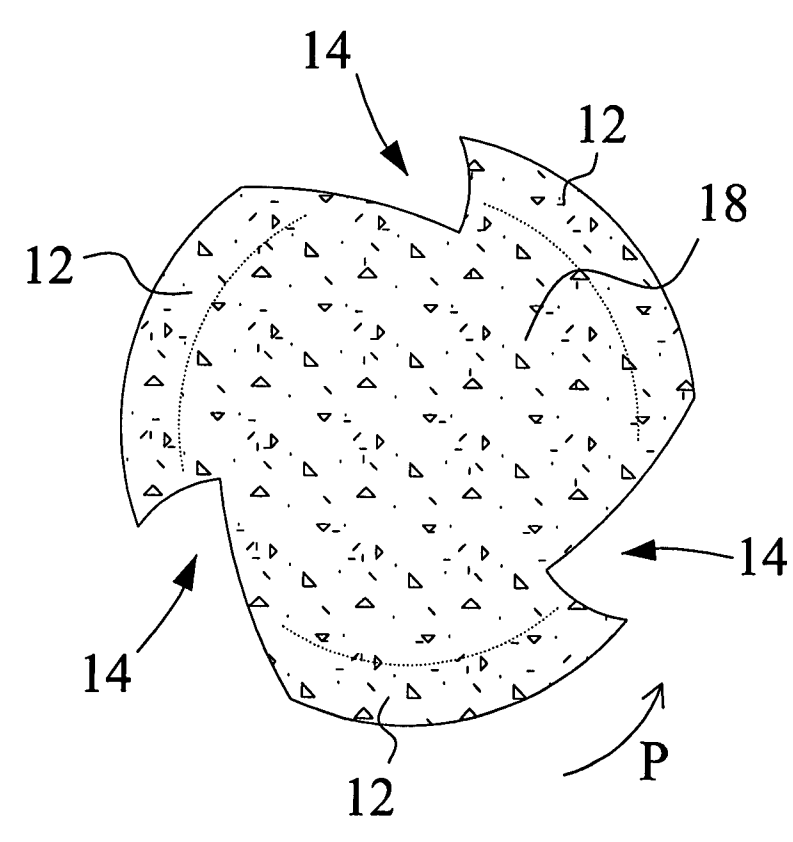
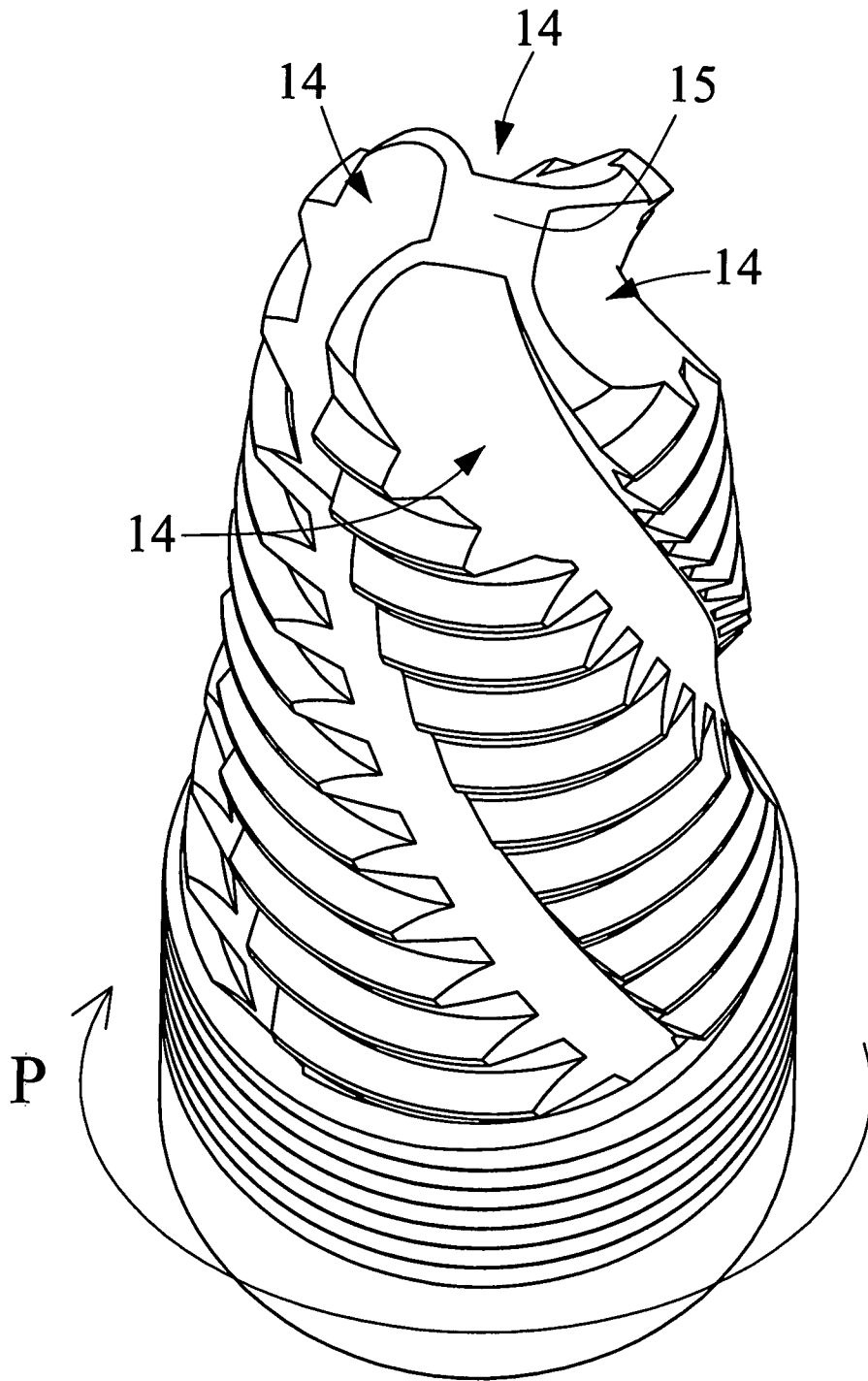
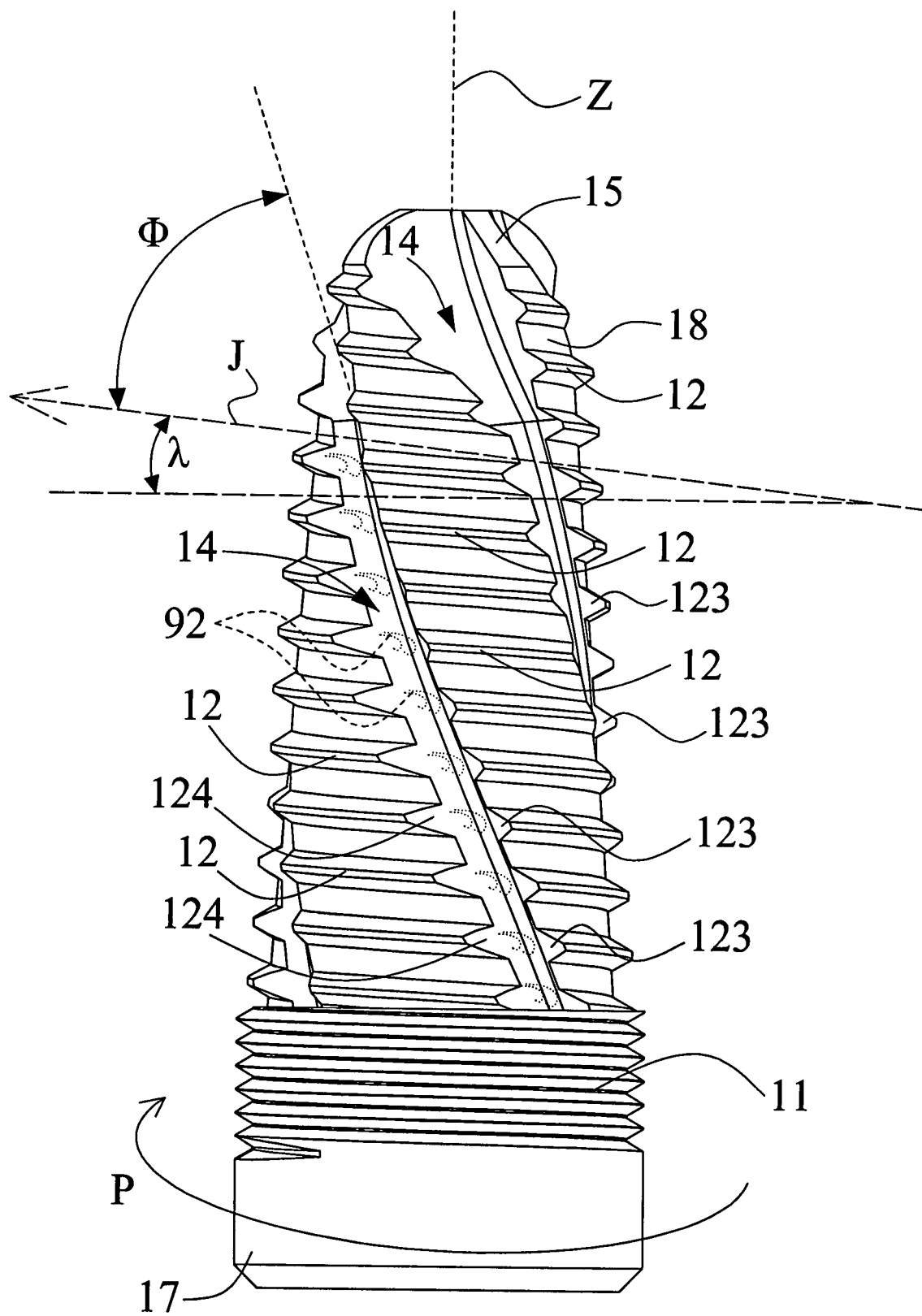


圖 6C



1

圖7A



1

圖7B

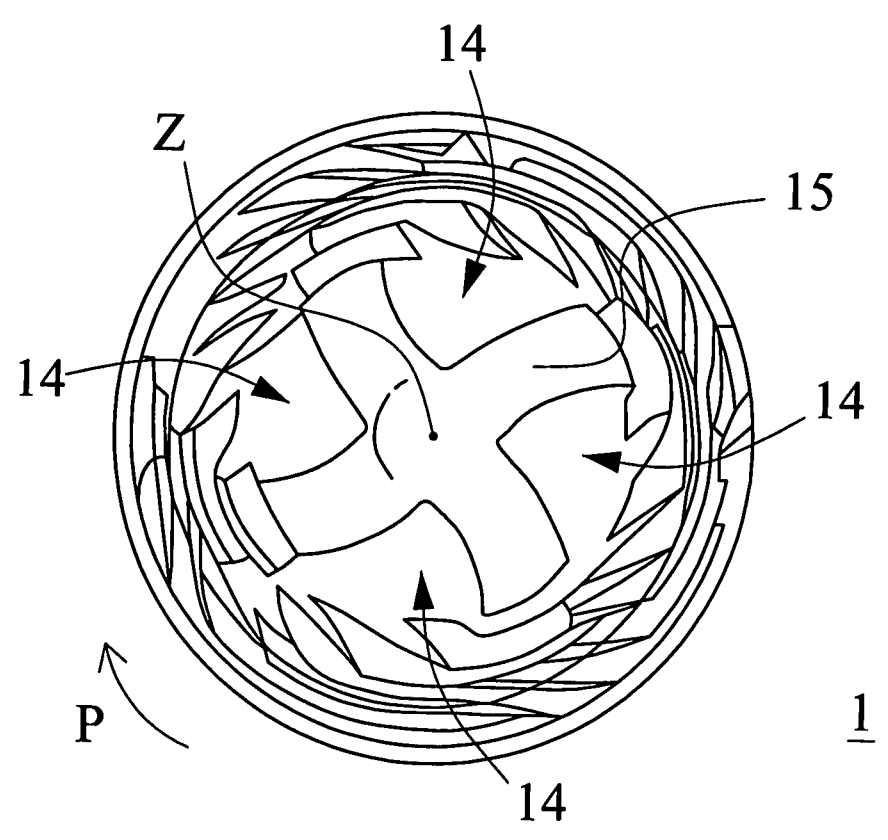


圖7C

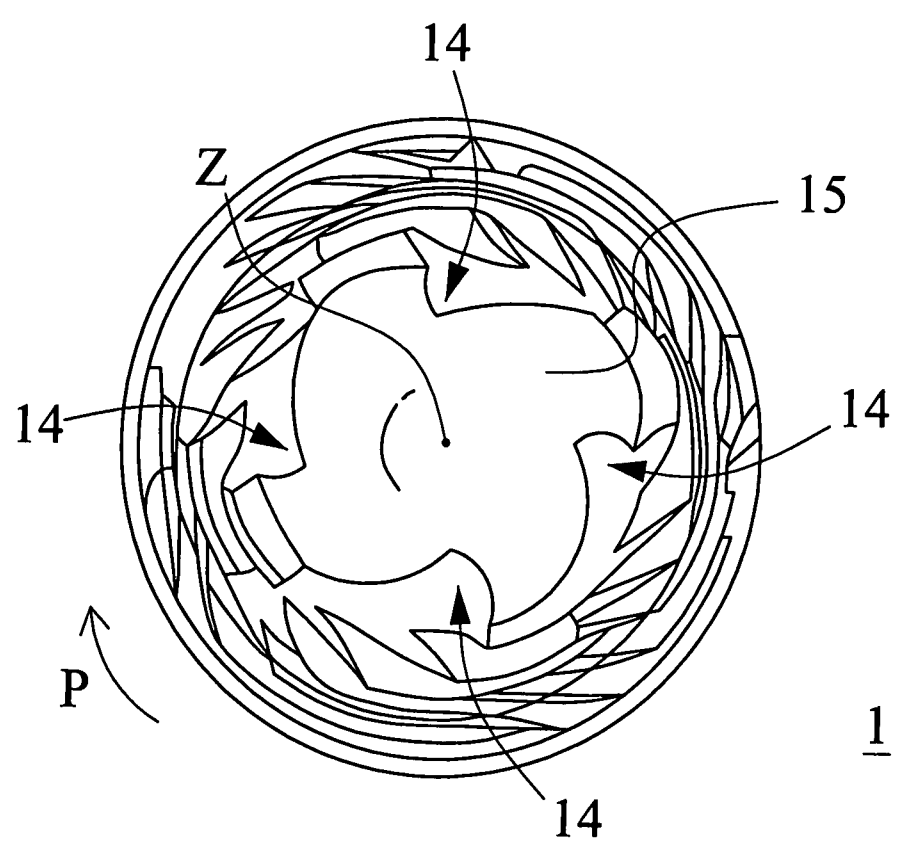


圖7D

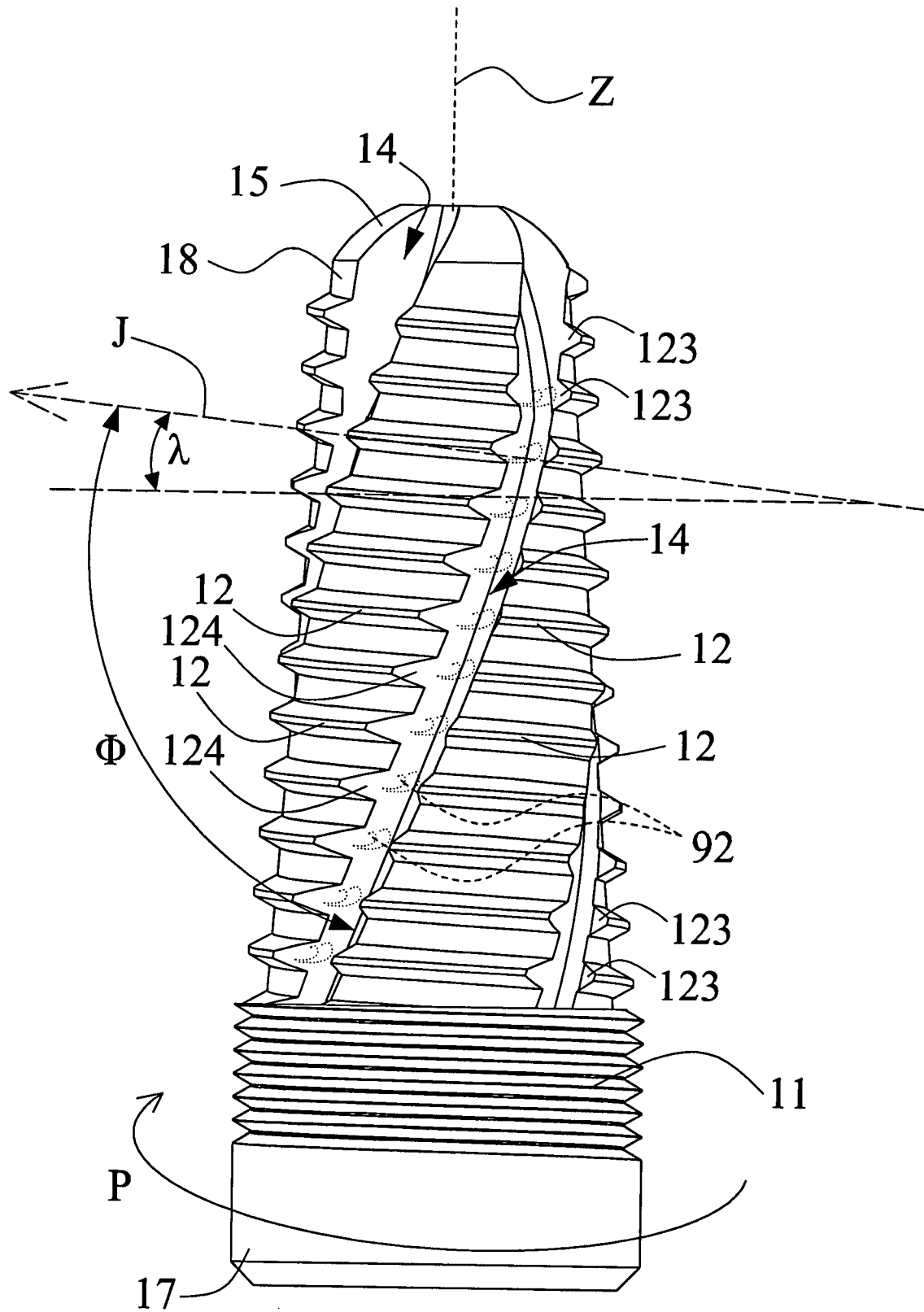


圖7E

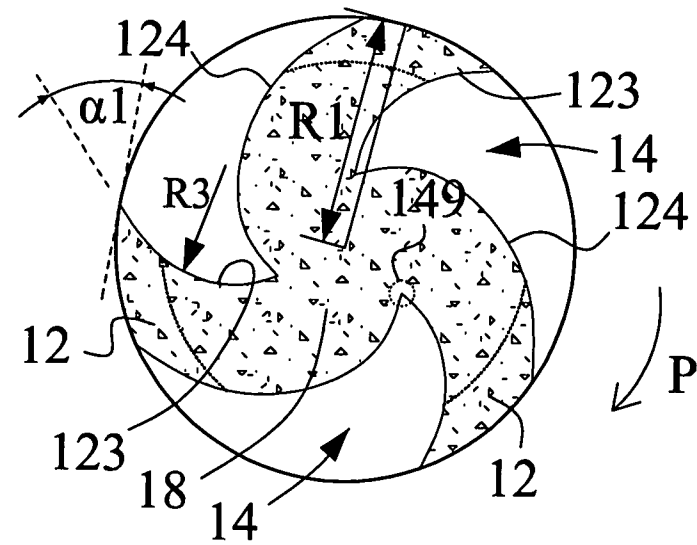


圖8A

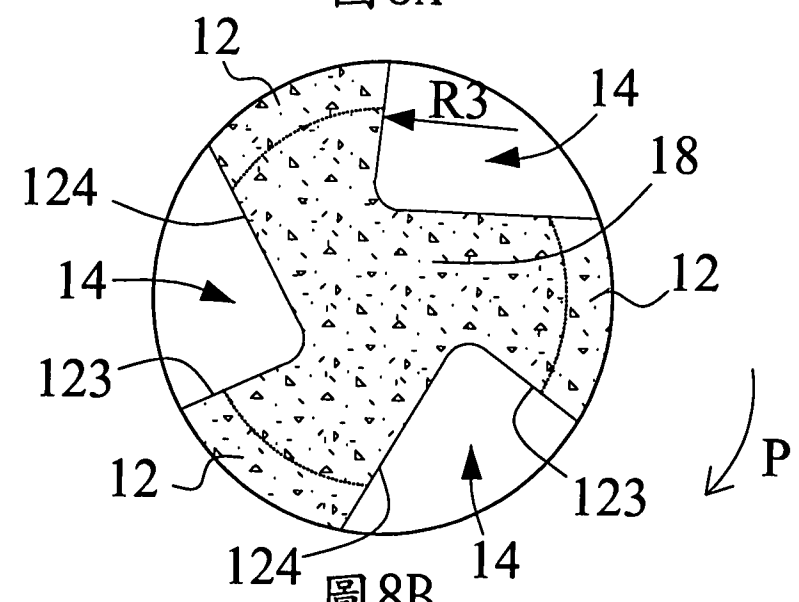


圖8B

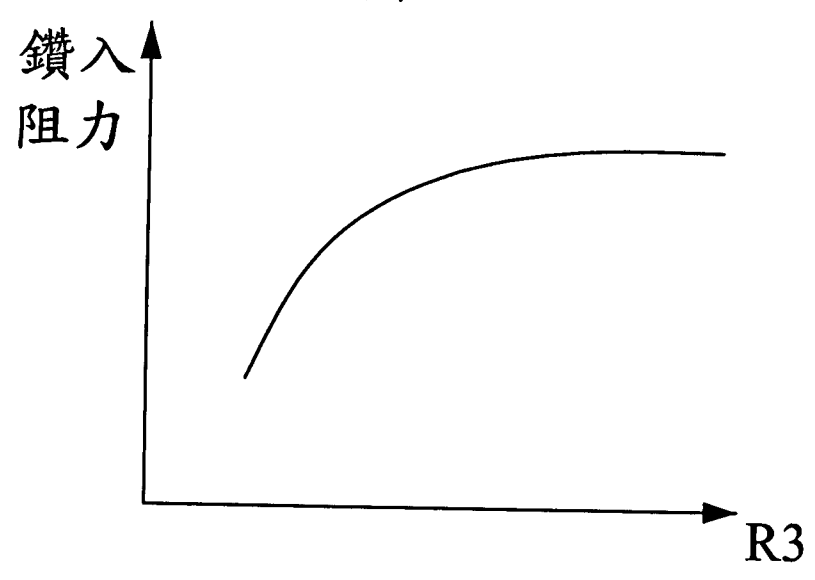


圖8C

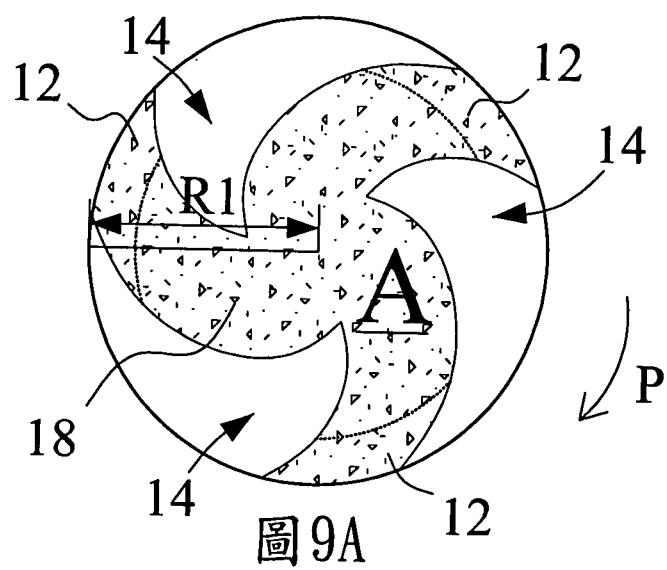


圖9A

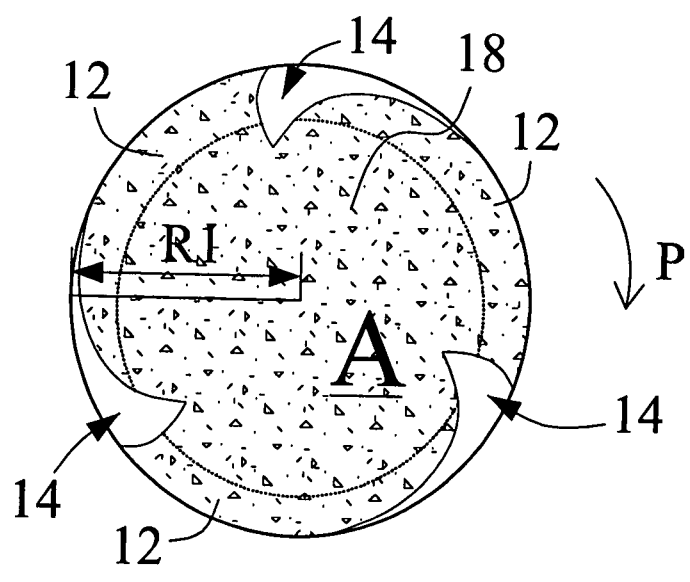


圖9B

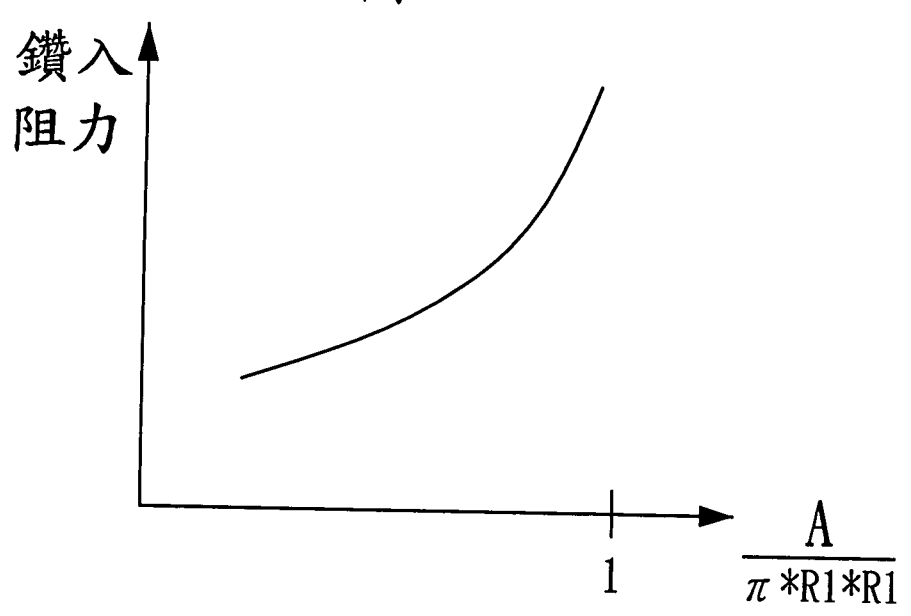


圖9C

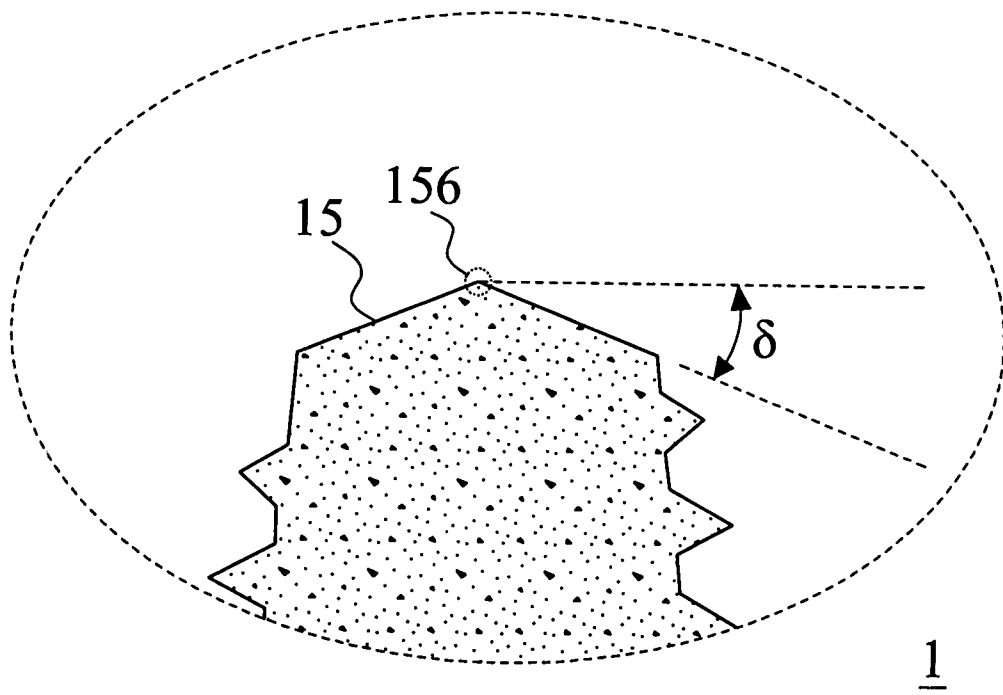


圖10A

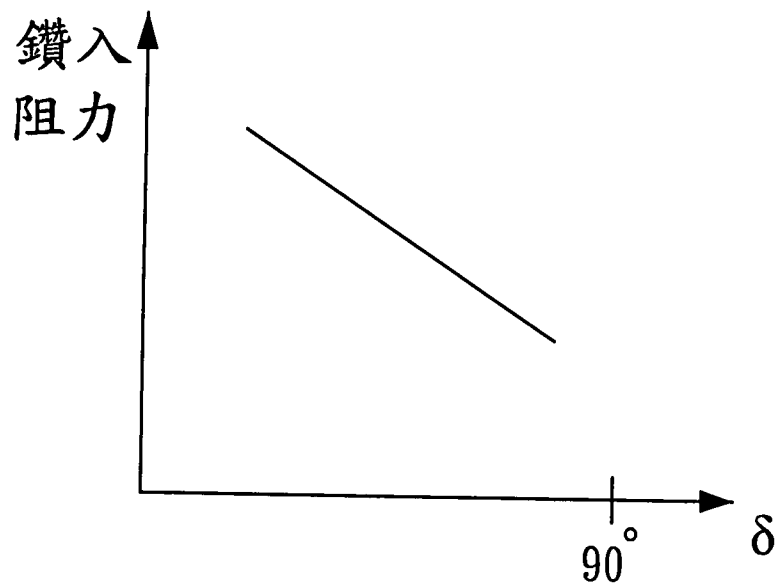


圖10B

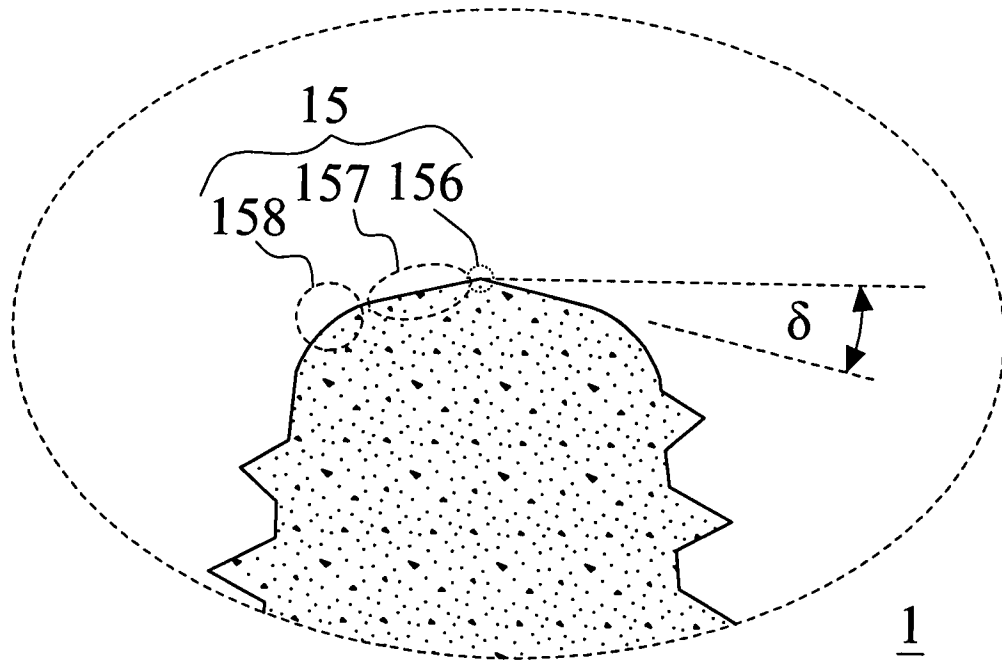


圖11

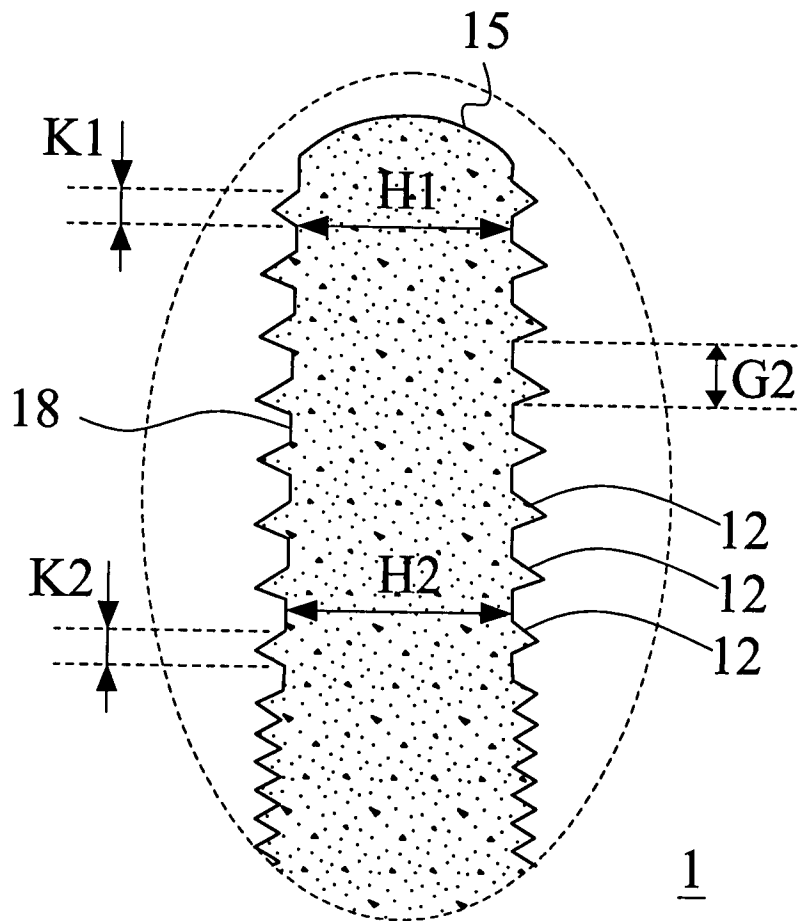


圖12

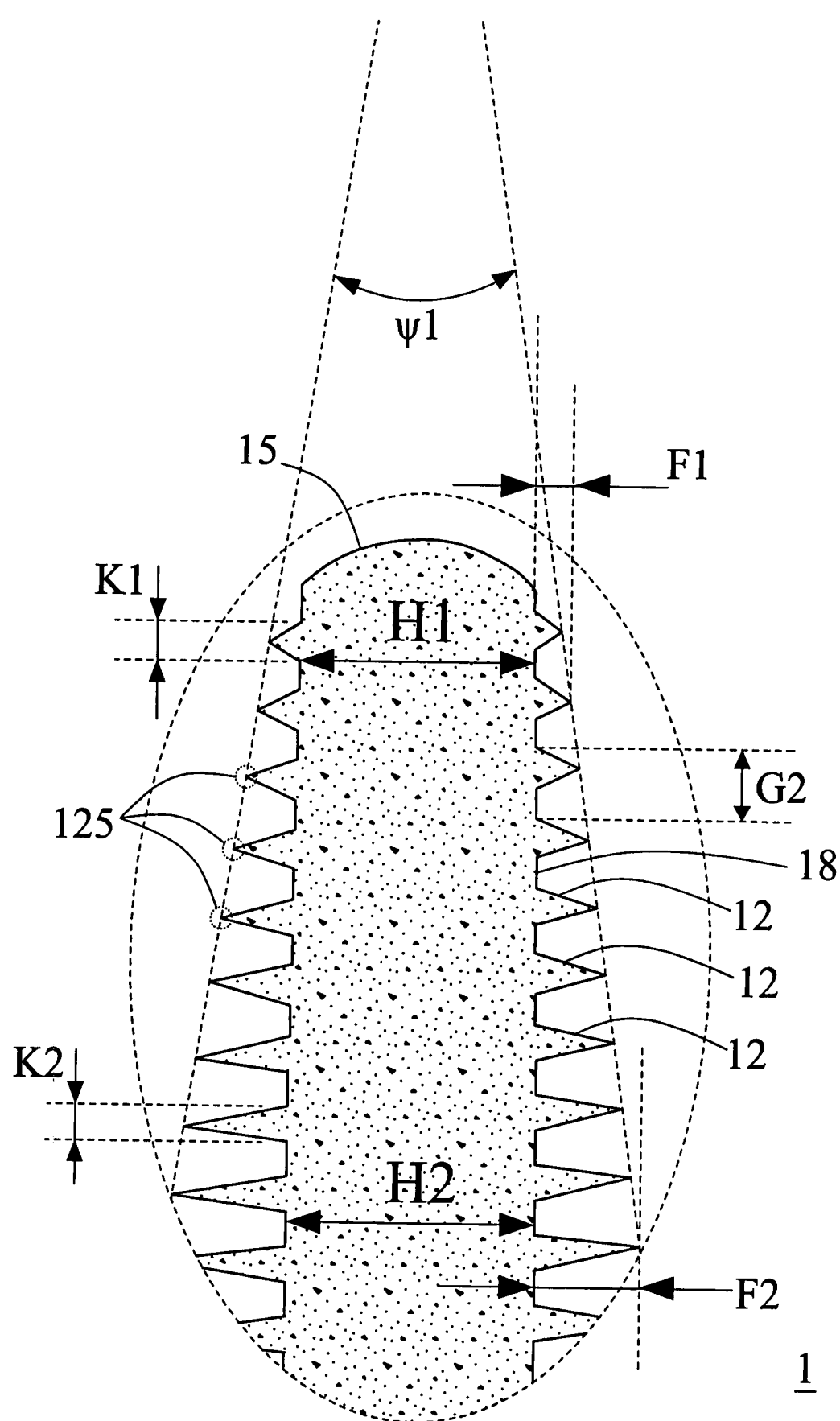


圖 13

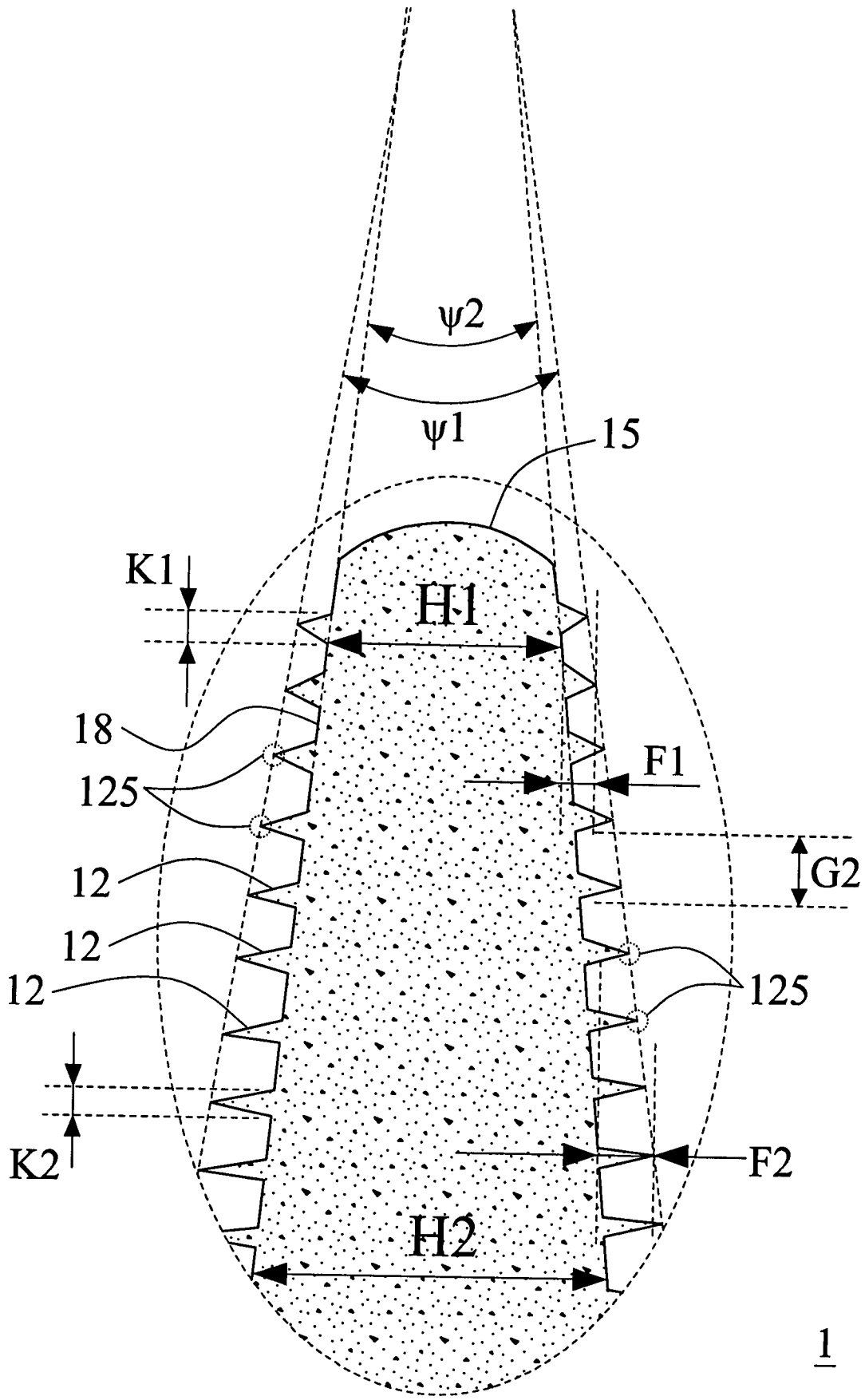


圖14

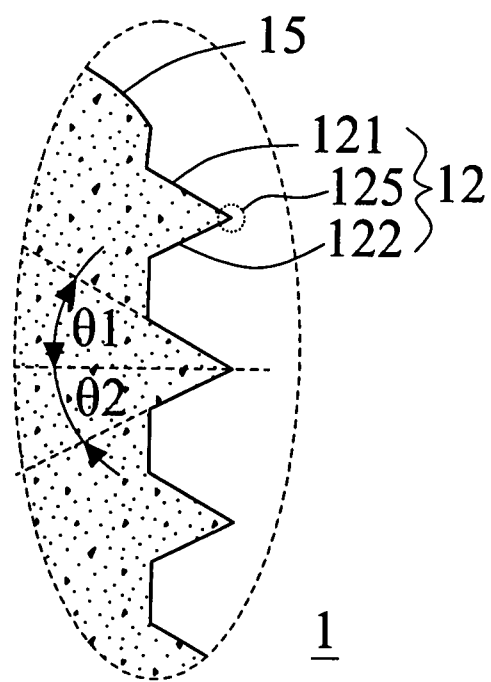


圖 15

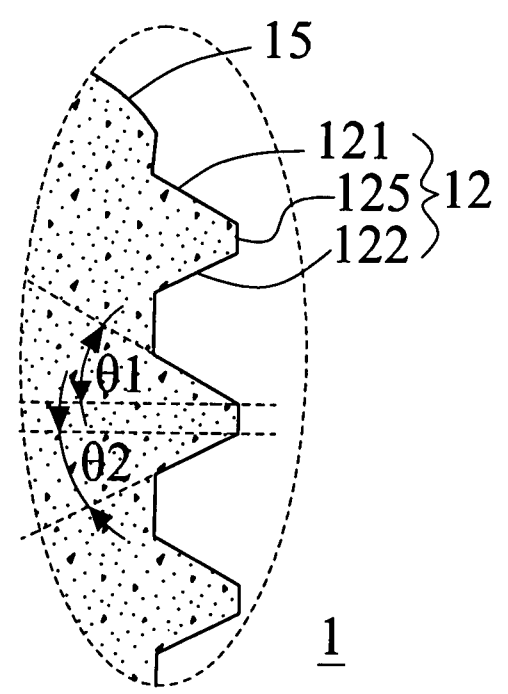


圖 16

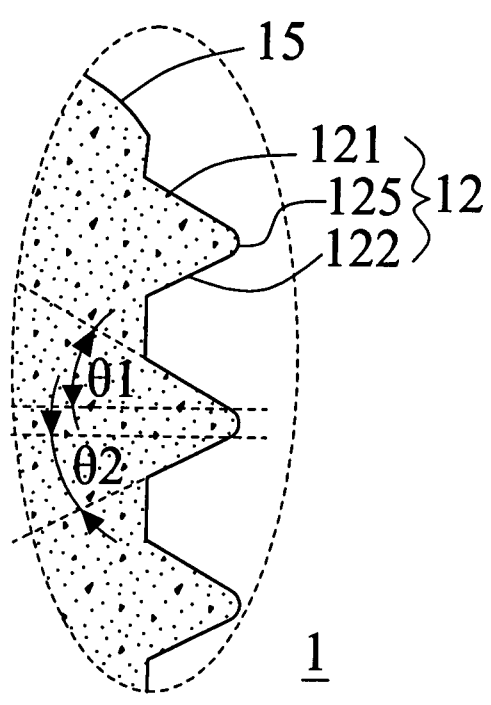


圖 17

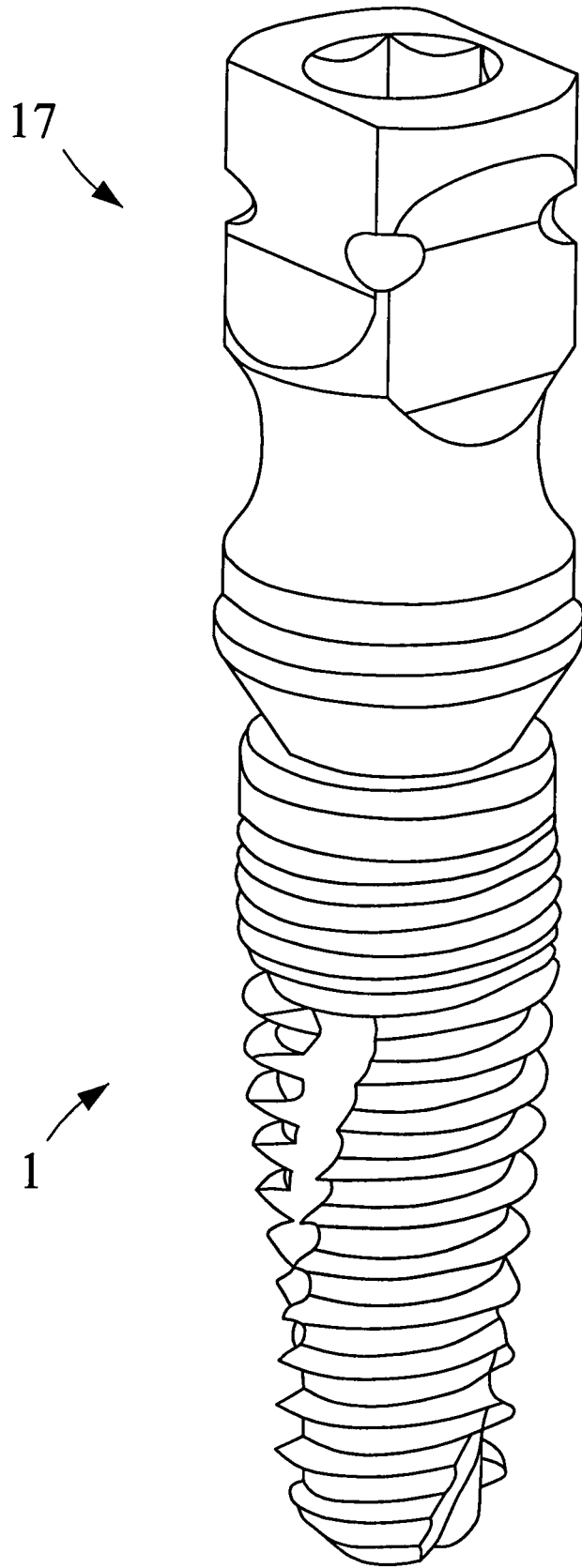


圖18

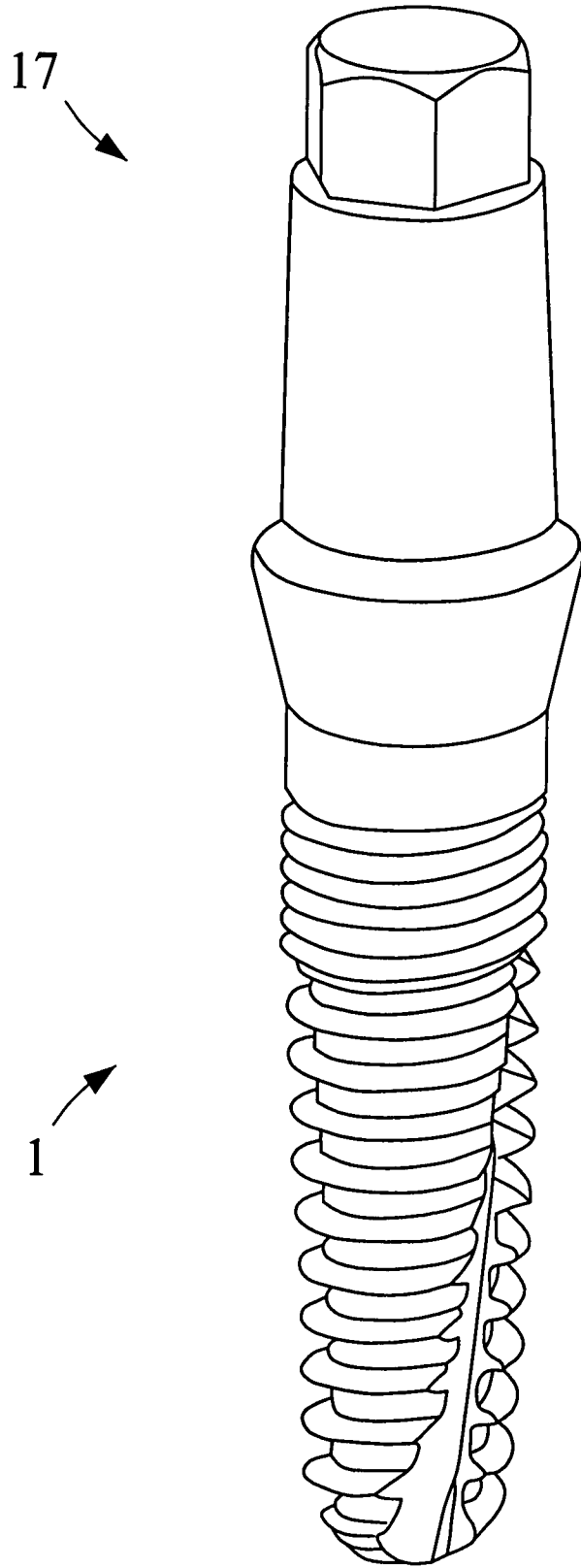


圖19

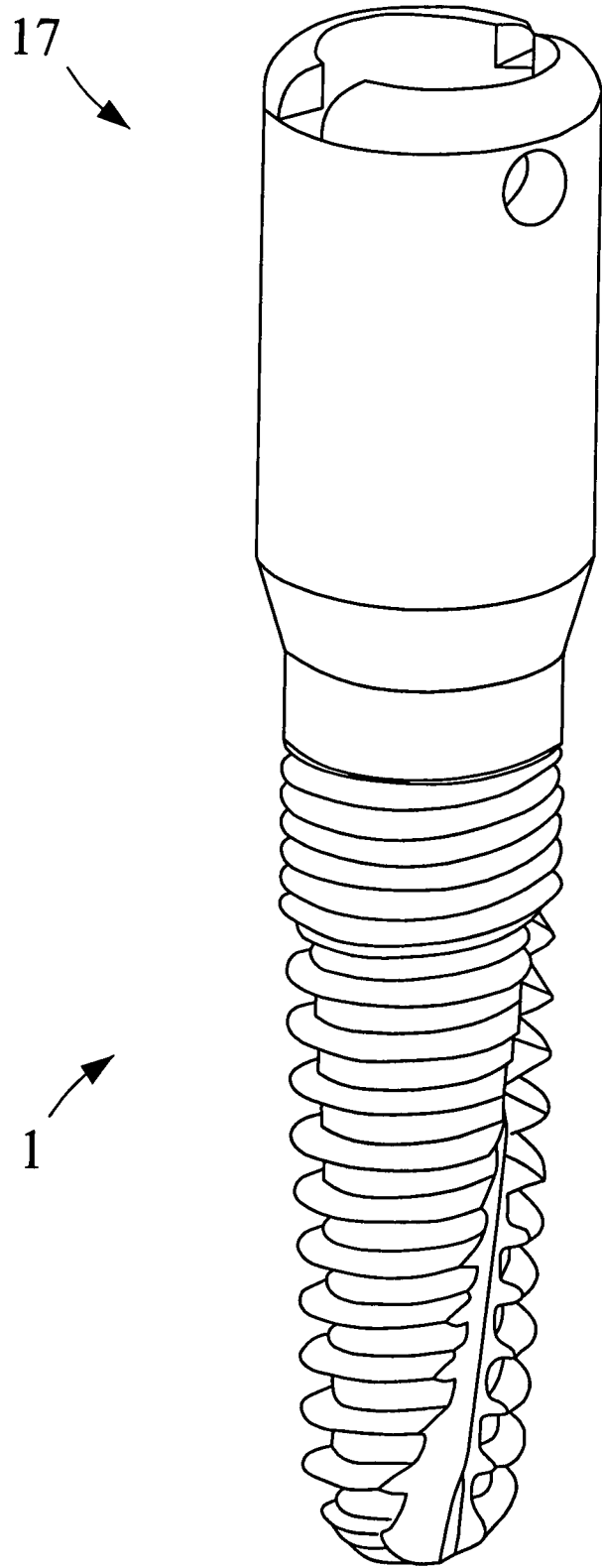


圖20

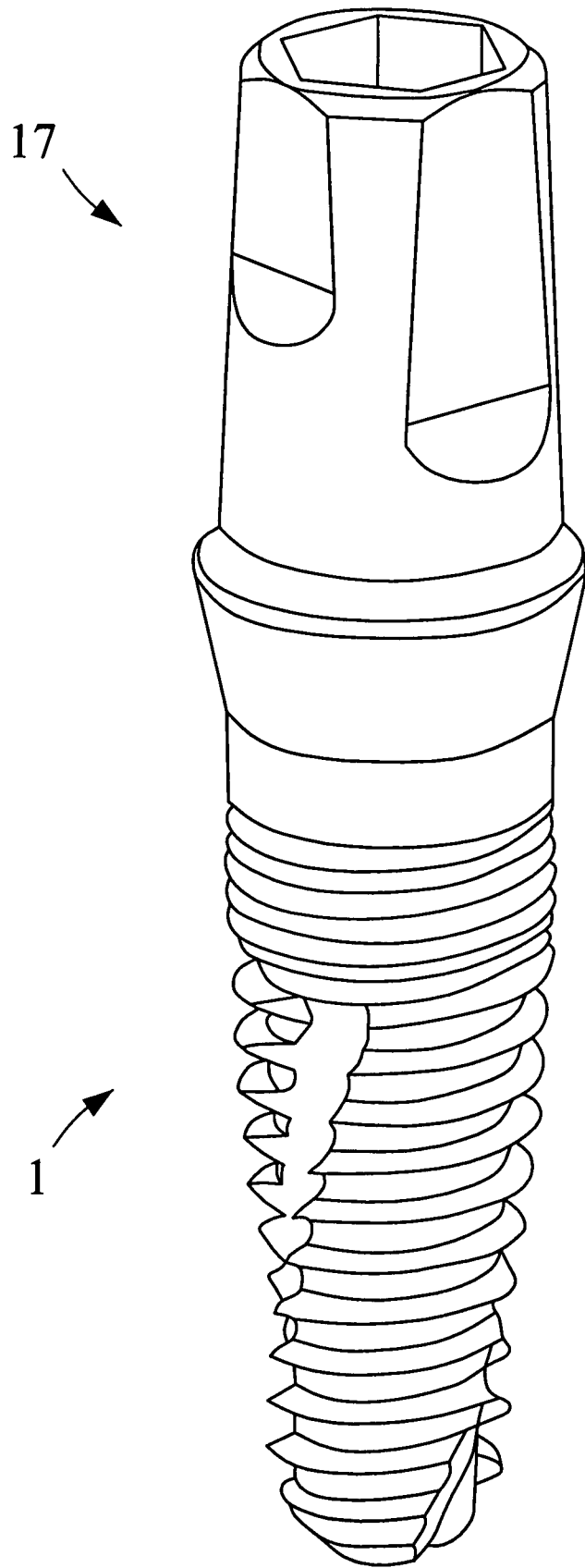


圖21

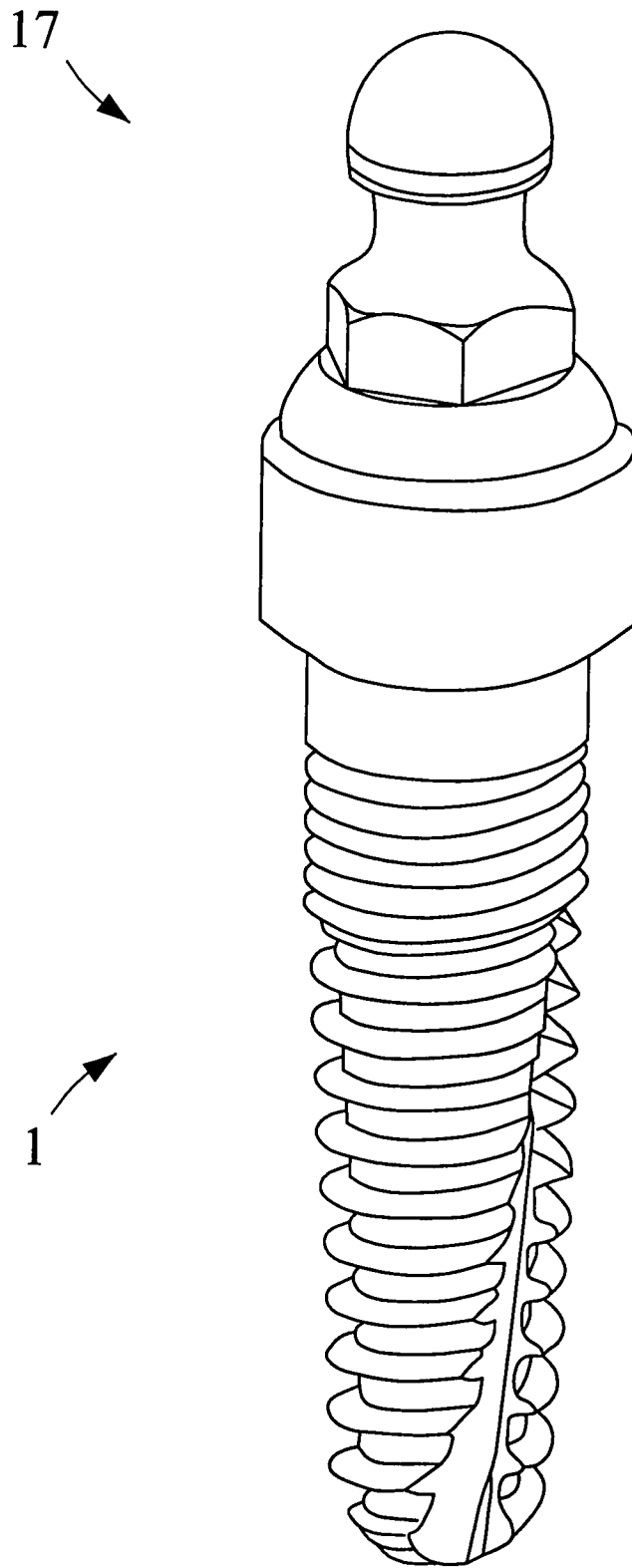


圖 22

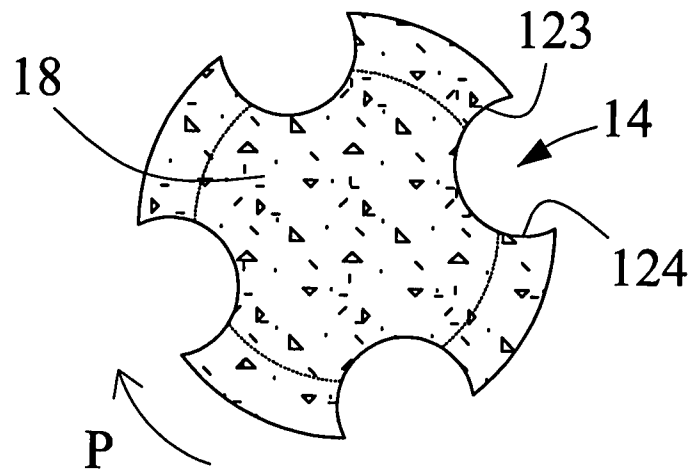


圖23

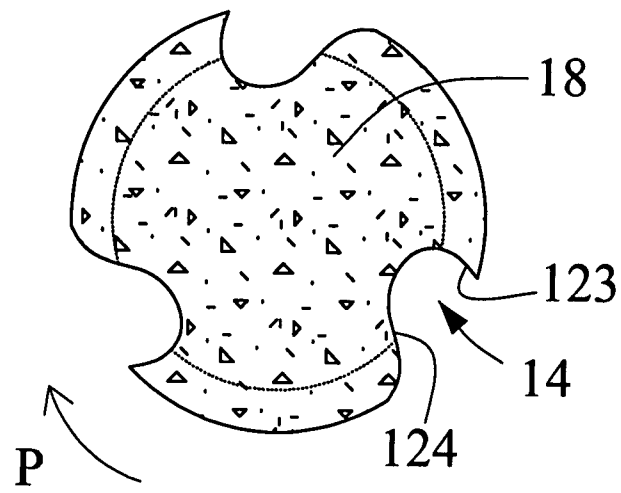


圖24

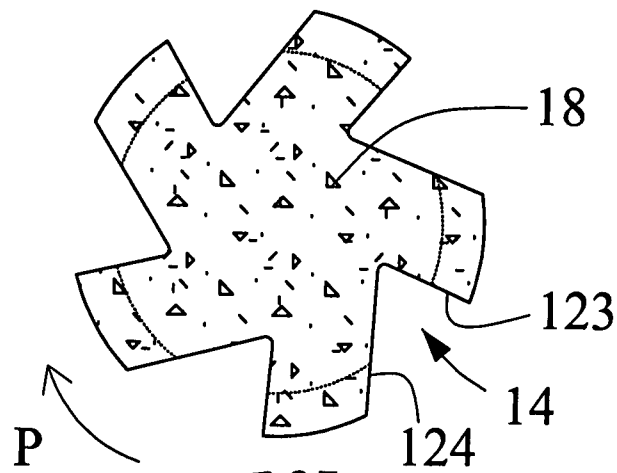
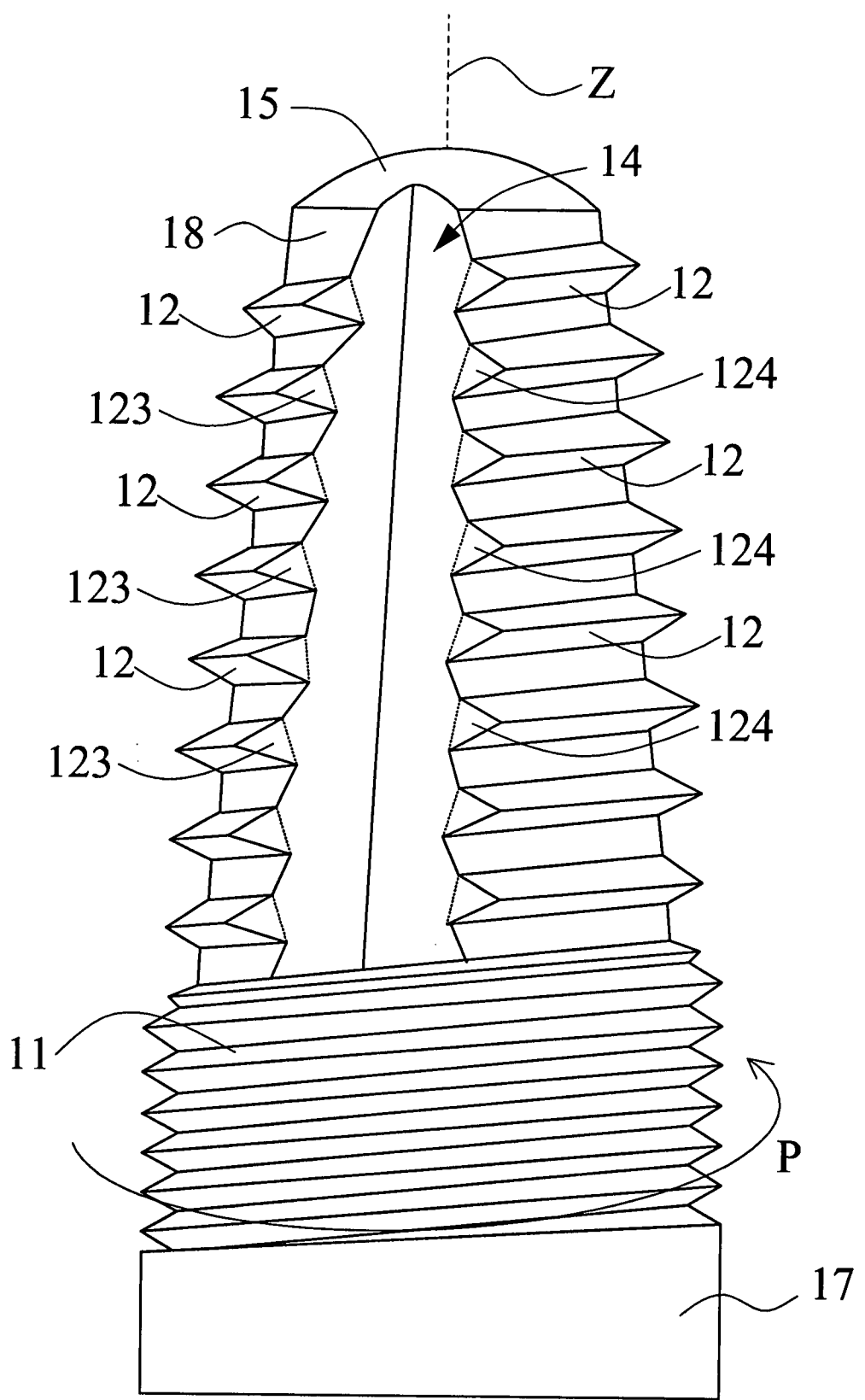


圖25



1

圖26