

(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2006-320726
(P2006-320726A)

(43) 公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 C 7/14 (2006.01)	A 6 1 C 7/00	4 C 0 5 2
A 6 1 C 7/28 (2006.01)		

審査請求 未請求 請求項の数 51 O L 外国語出願 (全 47 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-166665 (P2006-166665)</p> <p>(22) 出願日 平成18年5月19日 (2006.5.19)</p> <p>(31) 優先権主張番号 11/134, 189</p> <p>(32) 優先日 平成17年5月19日 (2005.5.19)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 506205136 オーソ クラシック インコーポレイテッド アメリカ合衆国 ネヴァダ州 89104 ラスヴェガス イースト サハラ アベ ニュー 1800 스위트 107</p> <p>(71) 出願人 506205424 ルイス キャリエレ ルーチ スペイン イー08017 バルセロナ サン ペドロ クラヴェル 22</p> <p>(74) 代理人 100082005 弁理士 熊倉 禎男</p> <p>(74) 代理人 100067013 弁理士 大塚 文昭</p>
--	---

最終頁に続く

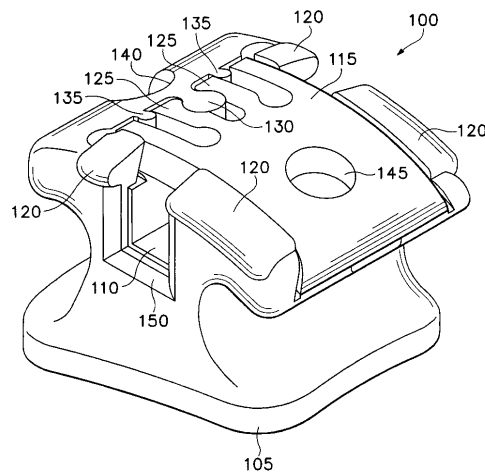
(54) 【発明の名称】 改良型矯正用ブラケット

(57) 【要約】

【課題】 自己結紮機能を有し、今日入手できる形態と異なる形態の矯正用ブラケットを提供する。

【解決手段】 自己結紮式矯正用ブラケット(100)は、歯面に取り付けられる取付けベース(105)と、取付けベース(105)上に形成され且つ矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロット(110)と、取付けベース(105)上に形成され且つアーチワイヤスロット(110)に対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、チャンネル内に摺動自在に保持された結紮スライド部材(115)を有する。結紮スライド部材(115)は、矯正用アーチワイヤをアーチワイヤスロット(110)内に保持するためにアーチワイヤスロット(110)を覆うように閉鎖可能であり、結紮スライド部材(115)を閉位置に保持する保持力を結紮スライド部材(115)と同一平面内の方向に付与する少なくとも1つの弾性保持機構部(125)を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

自己結紮式矯正用ブラケットであって、
歯面に取り付けるための取付けベースと、

前記取付けベース上に形成され、矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロットと、

前記取付けベース上に形成され、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、

前記チャンネル内に摺動自在に保持され、矯正用アーチワイヤを前記アーチワイヤスロット内に保持するために前記アーチワイヤスロットを覆うように閉鎖可能な結紮スライド部材と、を有し、

前記結紮スライド部材と前記取付けベースは協働して、少なくとも1つの弾性保持機構部を有し、この弾性保持機構部は、前記結紮スライド部材と同一平面関係をなして整列し、前記結紮スライド部材と同一平面内の方向に保持力を及ぼすことができ、それにより、前記結紮スライド部材を閉位置に保持する、自己結紮式矯正用ブラケット。

10

【請求項 2】

前記チャンネルは、鳩の尾形のチャンネルが形成されるように内方に押しやられた前記チャンネルの側部と側部との間に形成される、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 3】

前記チャンネルは、その側部のベースに沿って長さ方向に形成された逃げ溝を有する、請求項 2 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

20

【請求項 4】

前記結紮スライド部材は、更に、少なくとも1つの積極的係合突起を有し、この積極的係合突起は、前記アーチワイヤスロット内の前記矯正用アーチワイヤを拘束可能にそれに係合する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 5】

前記自己結紮式矯正用ブラケットの外観は、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす中心線を定め、この中心線は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面の上に位置決めするための視覚的な補助として有用である、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

30

【請求項 6】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす垂直スロットを有し、この垂直スロットは、前記アーチワイヤスロットと前記取付けベースの歯結合同との間に形成され、前記歯結合同は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面に結合するための面である、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 7】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなし且つ前記取付けベース上に形成された少なくとも1対のタイウイングを有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 8】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは生体適合性材料からなる、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

40

【請求項 9】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、射出成形されたブラケット本体を有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 10】

前記自己結紮式矯正用ブラケットはコバルトクロム合金からなる、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 11】

前記結紮スライド部材は、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部

50

材を摺動自在に操作するための凹部を有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 2】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記結紮スライド部材が前記アーチワイヤスロットを露出させる開位置にあるときに前記結紮スライド部材から見て前記アーチワイヤスロットの反対側に位置する凹部を有し、この凹部は、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部材を摺動自在に操作するためのものである、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 3】

前記取付けベースの歯結合面と反対側の前記自己結紮式矯正用ブラケットの表面は、患者の快適さを向上させるために凸形状を有し、前記歯結合面は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを前記歯面に結合させるためのものである、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

10

【請求項 1 4】

前記結紮スライド部材及び前記チャンネルは凸形状を有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 5】

前記結紮スライド部材は、それが前記アーチワイヤスロットを露出させる完全開位置にあるときに前記結紮スライド部材を前記チャンネル内に保持するための少なくとも 1 つのスライドストップ突起を有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

20

【請求項 1 6】

前記取付けベースは、歯結合面を有し、この歯結合面は、歯面への接着性を向上させるための溝を有する、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 7】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記チャンネル内に摺動自在に保持される前記結紮スライド部材を有する一部品射出成形ブラケット本体を有し、前記チャンネルは、鳩の尾形のチャンネルが形成されるように内方に押しやられた前記チャンネルの側部と側部との間に形成される、請求項 1 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 8】

自己結紮式矯正用ブラケットであって、
歯面に取り付けるための取付けベースと、
前記取付けベース上に形成され、矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロットと、

30

前記取付けベース上に形成され、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、

前記チャンネル内に摺動自在に保持され、矯正用アーチワイヤを前記アーチワイヤスロット内に保持するために前記アーチワイヤスロットを覆うように閉鎖可能な結紮スライド部材と、を有し、

前記結紮スライド部材と前記取付けベースは協働して、少なくとも 1 つの弾性保持機構部を有し、この弾性保持機構部は、前記結紮スライド部材と同一平面関係をなして整列し、前記結紮スライド部材と同一平面内の方向に保持力を及ぼすことができ、それにより、前記結紮スライド部材を閉位置に保持し、

40

前記少なくとも 1 つの弾性保持機構部は、フィンガ状の形状を有し、前記チャンネル内の前記結紮スライド部材の摺動可能な移動方向に対して横断方向をなし且つこれと同一平面内の方向に、前記チャンネルの閉鎖端部に形成された噛合い突起の周りで反ることができる、自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 1 9】

前記フィンガ状の形状は、前記チャンネルの閉鎖端部に形成された第 2 の突起と僅かに接触し、前記第 2 の突起は、前記フィンガ状の形状に及ぼされる同一平面内の係止力を高める、請求項 1 8 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

50

【請求項 20】

前記チャンネルは、内方に押しやられた前記チャンネルの側部と側部との間に形成され、それにより、鳩の尾形のチャンネルが形成される、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 21】

前記チャンネルは、その側部のベースに沿って長さ方向に形成された逃げ溝を有する、請求項 20 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 22】

前記結紮スライド部材は、更に、少なくとも 1 つの積極的係合突起を有し、この積極的係合突起は、前記アーチワイヤスロット内の前記矯正用アーチワイヤに拘束可能に係合する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

10

【請求項 23】

前記自己結紮式矯正用ブラケットの機構部は、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす中心線を定め、この中心線は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面の上に位置決めするための視覚的な補助として有用である、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 24】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす垂直スロットを有し、この垂直スロットは、前記アーチワイヤスロットと前記取付けベースの歯結合面との間に形成され、前記歯結合面は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面に結合するため面である、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

20

【請求項 25】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなし且つ前記取付けベース上に形成された少なくとも 1 対のタイウイングを有する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 26】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは生体適合性材料からなる、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 27】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、射出成形されたブラケット本体を有する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

30

【請求項 28】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、コバルトクロム合金からなる、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 29】

前記結紮スライド部材は、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部材を摺動自在に操作するための凹部を有する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 30】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記結紮スライド部材が前記アーチワイヤスロットを露出させる開位置にあるときに前記結紮スライド部材から見て前記アーチワイヤスロットと反対側に位置し、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部材を摺動自在に操作するための凹部を有する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

40

【請求項 31】

前記取付けベースの歯結合面と反対側の前記自己結紮式矯正用ブラケットの表面は、患者の快適さを向上させるために凸形状を有し、前記歯結合面は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを前記歯面に結合させる、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 32】

前記結紮スライド部材及び前記チャンネルは凸形状を有する、請求項 18 記載の自己結紮

50

式矯正用ブラケット。

【請求項 33】

前記結紮スライド部材は、少なくとも 1 つのスライドストップ突起を有し、このスライドストップ突起は、前記結紮スライド部材が前記アーチワイヤスロットを露出させる完全な開位置にあるとき、前記結紮スライド部材を前記チャンネル内に保持する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 34】

前記取付けベースは、歯結合面を有し、この歯結合面は、歯面への接着性を向上させるための溝を有する、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 35】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記チャンネル内に摺動自在に保持される前記結紮スライド部材を有する一部品射出成形ブラケット本体を有し、前記チャンネルは、内方に押しやられた前記チャンネルの側部と側部との間に形成され、それにより、鳩の尾形のチャンネルが形成される、請求項 18 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

10

【請求項 36】

自己結紮式矯正用ブラケットであって、

歯面に取り付けるための取付けベースと、

前記取付けベース上に形成され、矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロットと、

前記取付けベース上に形成され、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、

20

前記チャンネル内に摺動自在に保持され、矯正用アーチワイヤを前記アーチワイヤスロット内に保持するために前記アーチワイヤスロットを覆うように閉鎖可能な結紮スライド部材と、を有し、

前記取付けベースは、前記結紮スライド部材を受け入れる前記チャンネルを構成する側部を有し、この側部の上方部分は、鳩の尾形のチャンネルを形成するよう内方に傾けられ、

前記結紮スライド部材と前記ベースは協働して、少なくとも 1 つの弾性保持機構部を有し、この弾性保持機構部は、前記結紮スライド部材と同一平面関係をなして整列し、前記結紮スライド部材と同一平面内の方向に保持力を及ぼすことができ、それにより、前記結紮スライド部材を閉位置に保持する、自己結紮式矯正用ブラケット。

30

【請求項 37】

前記チャンネルは、その側部のベースに沿って長さ方向に形成された逃げ溝を有する、請求項 36 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 38】

前記結紮スライド部材は、更に、少なくとも 1 つの積極的係合突起を有し、この積極的係合突起は、前記アーチワイヤスロット内の前記矯正用アーチワイヤに拘束可能に係合する、請求項 36 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 39】

前記自己結紮式矯正用ブラケットの機構部は、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす中心線を定め、この中心線は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面の上に位置決めするための視覚的な補助として有用である、請求項 36 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

40

【請求項 40】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなす垂直スロットを有し、この垂直スロットは、前記アーチワイヤスロットと前記取付けベースの歯結合面との間に形成され、前記歯結合面は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを歯面に結合するための面である、請求項 36 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 41】

更に、前記アーチワイヤスロットに対して横断方向をなし且つ前記ベース上に形成された少なくとも 1 対のタイウイングを有する、請求項 36 記載の自己結紮式矯正用ブラケッ

50

ト。

【請求項 4 2】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは生体適合性材料からなる、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 4 3】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、射出成形されたブラケット本体を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 4 4】

前記自己結紮式矯正用ブラケットはコバルトクロム合金からなる、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

10

【請求項 4 5】

前記結紮スライド部材は、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部材を摺動自在に操作するための凹部を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 4 6】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記結紮スライド部材が前記アーチワイヤスロットを露出させる開位置にあるときに前記結紮スライド部材から見て前記アーチワイヤスロットと反対側に位置し、矯正用ツールを用いて前記チャンネル内の前記結紮スライド部材を摺動自在に操作するための凹部を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

20

【請求項 4 7】

前記取付けベースの歯結合面と反対側の前記自己結紮式矯正用ブラケットの表面は、患者の快適さを向上させるために凸形状を有し、前記歯結合面は、前記自己結紮式矯正用ブラケットを前記歯面に結合させる、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 4 8】

前記結紮スライド部材及び前記チャンネルは凸形状を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 4 9】

前記結紮スライド部材は、少なくとも 1 つのスライドストップ突起を有し、このスライドストップ突起は、前記結紮スライド部材が前記アーチワイヤスロットを露出させる完全開位置にあるとき、前記結紮スライド部材を前記チャンネル内に保持する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

30

【請求項 5 0】

前記取付けベースは、歯結合面を有し、この歯結合面は、歯面への接着性を向上させるための溝を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【請求項 5 1】

前記自己結紮式矯正用ブラケットは、前記チャンネル内に摺動自在に保持される前記結紮スライド部材を有する一部品射出成形ブラケット本体を有する、請求項 3 6 記載の自己結紮式矯正用ブラケット。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本願は、2005年5月19日に出願された継続中の米国特許出願（願番未付与）（発明の名称：Improvements to Orthodontic Supports Applicable to Teeth）の一部継続出願であり、この米国特許出願は、2003年11月25日出願された国際出願第PCT/ES2003/000594号の35USC371の規定に基づく国内段階出願であり、2002年11月26日に出願されたスペイン国特許出願第200202713号を基礎としている。上述の特許出願を参照により引用し、その明細書の記載内容を本明細書の一部とする。

【0002】

50

本発明は、セルフロック式の、即ち、結紮具なしの改良型矯正用ブラケットに関する。

【背景技術】

【0003】

矯正治療は、一般的には、歯の不揃い又は周囲の解剖学的構造に対する歯の関心の不揃いを是正するための歯科手技を含んでいる。かかる不揃いは、重症度が異なる不正咬合を含んでいる。クラス1の不正咬合は、例えば、過度の叢生又は歯隙（2つの隣接した歯と歯の間の隙間）等の間隔の不揃いを含む。クラス2の不正咬合は、上前歯が下前歯を越えて唇側に突き出た被蓋咬合（オーバーバイト）状態を含む。クラス3の不正咬合は、これとは対照的に、上前歯が下前歯の舌側領域内に閉じるアンダーバイト状態を含む。これらの不揃い及びその他の観察された不揃いのための治療は、典型的には、歯を正しい矯正整列状態に再位置決めするための矯正用ブリッジ、即ち、機械的補助装置の装着を含む。

10

【0004】

矯正用ブリッジは、一般的には、歯の唇側又は舌側の表面に取付け可能に又は歯の周りに固定された金属バンドに取付け可能に構成された矯正用ブラケットを含む。矯正用ブラケットは、典型的には、アーチワイヤスロットを有し、このアーチワイヤスロットの中に、可撓性であるが弾性であるアーチワイヤを係合させる。各矯正用ブラケットは、典型的には、そのアーチワイヤスロットがアーチワイヤとの係合のための向きに差し向けられるように、歯面に結合される。矯正用ブラケットを差し向けるために、種々の技術が用いられる。例えば、エッジワイズ装置は、矯正用ブリッジを有し、アーチワイヤスロットが歯の根元における長軸に対して垂直になるように、各矯正用ブラケットが差し向けられ且つ歯に結合される。変形例として、ストレートワイヤ装置は、矯正用ブリッジを有し、アーチワイヤスロットが咬合平面（歯の咀嚼面）と平行になるように、各矯正用ブラケットが差し向けられ且つ歯に結合される。

20

【0005】

アーチワイヤは、典型的には、矯正用ブラケットとの係合前に曲げられ又は捺じられる金属ワイヤであり、矩形又は円形断面を有する。アーチワイヤが矯正用ブラケットに及ぼす記憶又は復元力が、歯を所望の整列状態に移動させるのに役立つ。矯正歯科治療の期間全体を通じて、矯正歯科医は、定期的にアーチワイヤの形状（並びに他の取付け具、例えば弾性バンド等の形態）を調節して正しい矯正整列状態を達成する。

【0006】

現在用いられている大抵の矯正用ブラケットは、歯肉 - 咬合の向きに上下方向に突き出たタイウイング又は延長部を有し、タイウイング又は延長部は、アーチワイヤをアーチワイヤスロット内に保持するための結紮具（リガチャー）又は結紮モジュールを必要とする。結紮具又は結紮モジュールは、典型的には、タイウイングの周りに引き伸ばされ又は捺じられるドーナツ形のエラストマーリング又はワイヤである。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

かかる結紮具又は結紮モジュールの使用は、多くの固有の欠点をもたらす、これらのうちの幾つかについて本明細書において説明する。結紮具又は結紮モジュールの寸法が小さいので、アーチワイヤの取付けに相当長い時間を要する。矯正歯科医は、典型的には、矯正治療全体を通じてワイヤに対して数多くの調整を行うので、矯正歯科医は、結紮具又は結紮モジュールを多くの回数取り除いて交換する可能性が高い。結紮具又は結紮モジュールを用いると、食べかすを捕捉する領域が増えるので、衛生が別の問題である。さらに、咀嚼又は他の活動に起因する動きにより、結紮具又は結紮モジュールが全て外れるようになる場合があり、それにより、アーチワイヤがアーチワイヤスロットから離脱する可能性がある。

40

【0008】

また、結紮具又は結紮モジュールは、矯正用ブラケットに及ぼされる力の観点において別の欠点をもたらす。例えば、矯正用ブラケットを唇側の表面に結合させた歯に加えられ

50

る唇方向、即ち、外向きの力は、唇方向における結紮具又は結紮モジュールの強度に制限される。同じ歯に関し、舌方向に加えられる力は、結紮具又は結紮モジュールにではなく、ブラケット構造体に加えられるので、そのように制限されない。同様に、アーチワイヤの方向に沿って加えられる長手方向（即ち、近心 - 遠心方向）の力は、結紮具又は結紮モジュールとアーチワイヤとの間の摩擦によって制限され又は定められる。これとは対照的に、アーチワイヤをアーチワイヤスロット内に係止させる手段は、アーチワイヤの方向に沿って及ぼされる力を大きくする。同様に、アーチワイヤをアーチワイヤスロット内に摺動自在に保持するための手段は、結紮具又は結紮モジュールの使用を必要とするブラケットから得られるレベルよりも高い融通性を可能にする。

【0009】

幾つかの自己ロック式又は自己結紮式の（結紮具がない）矯正用ブラケットが設計された。しかしながら、これらは、大抵の場合、複雑な設計を有し、とても手が出せないほどに費用の高く付く加工作業を必要とし、又はかかるブラケットに関して故障モードの数を増大させる多数の別々の部品から構成されるという特徴を有する。他の設計例は、品質が悪く又は設計が貧弱であり、利用可能な特徴が欠けており、使い方が難しい等の利用で市場において拒否された。

【0010】

したがって、自己結紮機能を有し、且つ、今日入手できる形態とは異なる形態の矯正用ブラケットを提供する改良型矯正用ブラケットが要望されている。

【0011】

本発明の上記目的、特徴及び利点並びに他の目的、特徴及び利点は、添付の図面と関連して行われる本発明の以下の詳細な説明を考慮すると容易に理解されよう。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本明細書において説明するように、本発明は、改良型自己結紮式矯正用ブラケットを提供する。一実施形態によれば、改良型自己結紮式矯正用ブラケットは、歯面に取り付けられる取付けベースと、ベース上に形成されていて、矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロットと、ベース上に形成されていて、アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、チャンネル内に摺動自在に保持され、且つ、矯正用アーチワイヤを収納保持するためにアーチワイヤスロットを覆うように閉鎖可能な結紮スライド部材とを有し、結紮スライド部材は、結紮スライド部材を閉位置に保持するための保持力を結紮スライド部材と同一平面内の方向に及ぼすための少なくとも1つの同一平面内弾性保持機構を有する。一実施形態では、改良型矯正用ブラケットは、ダブテール形チャンネル内に摺動自在に保持された結紮スライド部材を備えたブラケットからなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明のより完全な理解を得るために、図面は、本発明の幾つかの例を示している。しかしながら、図面は、本発明の範囲を制限するものではない。図面中の類似の符号は、類似の要素を示している。

【0014】

以下の詳細な説明において、多くの特定の細部が、本発明の完全な理解をもたらすために記載されている。しかしながら、当業者であれば、本発明をこれら特定の細部を使用しないで実施でき、本発明は図示の実施形態には限定されず、本発明を種々の変形実施形態で実施できることは理解されよう。他の場合、周知の方法、手順、構成要素及びシステムについては詳細には説明しない。

【0015】

種々の作業を本発明の理解に役立つ仕方では順番に行われる多数の別々の工程として説明する。しかしながら、説明の順序は、これらの作業が説明の順序で必ずしも行われること又は順序に依存していることを意味するものと解されてはならない。

10

20

30

40

50

【0016】

次に幾つかの図面を参照すると、図1は、本発明の一実施形態による自己結紮式矯正用ブラケット100の斜視図である。自己結紮式矯正用ブラケット100は、歯面に取付け可能な取付けベース105と、取付けベース105上に形成され、矯正用アーチワイヤ（図示せず）を受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロット110と、矯正用アーチワイヤをアーチワイヤスロット110内に保持する結紮スライド部材115（閉鎖状態で示す）とを有している。以下に詳細に説明するように、結紮スライド部材115は、側部120と側部120との間に形成されたチャンネル内を摺動することができ、このチャンネルは、アーチワイヤスロット110に対して横断方向に差し向けられている。結紮スライド部材115は、好ましくは、同一平面内に位置する1つ又は2つ以上の弾性保持機構部（又は機構）125を有し、この弾性保持機構部125は、矯正用アーチワイヤをアーチワイヤスロット110内に保持するために、結紮スライド部材115を閉位置に保持する。

10

【0017】

図1に示すように、同一平面内に位置する1つ又は2つ以上の弾性保持機構部125は、結紮スライド部材115の弾性部分を有し、この弾性部分は、上記同一平面内における反り及びそれに引き続く1つ又は2つ以上の噛合い突起130、135との係止を可能にするように適切に形成されている。この場合、弾性保持機構部125は、大きい（噛合い）突起130及び小さい（副次的）突起135と係止可能に係合させるために、側部120によって形成されたチャンネルと垂直方向に且つ外方に反るように設計されている。この形態では、弾性保持機構部125は、側部120と側部120との間に形成されたチャンネルに対して横断方向に且つこれと同一平面内で反り、噛合い突起130、135と係合する。その結果、アーチワイヤスロット110内に保持されたアーチワイヤの動きにより生じることがある結紮スライド部材115に対して垂直方向に及ぼされる力が、アーチワイヤスロット110内へのアーチワイヤの保持に対して悪影響を及ぼす恐れは低い。かくして、自己結紮式矯正用ブラケット100は、他のブラケット設計よりもアーチワイヤをしっかりと保持する。

20

【0018】

また、図1に示すように、矯正用ブラケット100は、矯正用ツール機構部、例えば、ブラケットの頂部領域に設けられた凹部140及び結紮スライド部材115に設けられた凹部145を有するのがよい。かかる矯正用ツール機構部は、矯正用ブラケット100の使い易さを向上させる。例えば、エキスプローラ（探針）又はスケーラ（歯石除去器）等の矯正用ツールを凹部145と共に用いて、結紮スライド部材115を開いたり閉じたりして、アーチワイヤスロット110を露出させたり覆ったりすることができる。同様に、プライヤ又は別の矯正用ツールを凹部140、145と共に用いて、結紮スライド部材115を閉鎖させてもよい。さらに、凹部140、145は、突起130及び矯正用ブラケット100の視覚的特徴部と組み合わせ、矯正歯科医が矯正用ブラケット100を患者の歯の上に配置するのを助けるのに有用な矯正用ブラケット100の中心線を提供する。

30

【0019】

矯正用ブラケット100は、好ましくは、矯正装置を着用する患者の快適さを向上させるように丸みがつけられた縁部、面取りアーチワイヤスロット端部150、及び全体として凸状の形状を有する。図示のように、又本明細書における例示の多くの状態で示されているように、結紮スライド部材115、側部120により形成されたチャンネル、及び取付けベース105と反対側のブラケット100の外側面を定める他の機構部は、好ましくは、患者の快適さを高めると共に取付けベース105の結合面からのブラケット100の全体として側面輪郭又は外寸法を最小にするように凸形をなしている。

40

【0020】

図2は、歯205上に配置されていて、アーチワイヤ210と係合した自己結紮式矯正用ブラケット200の例示の正面図である。矯正用ブラケット200は、上前歯205（上顎の中切歯、側切歯及び犬歯のうちの1つ）の唇側表面に取り付けられた状態で示され

50

ている。しかしながら、矯正用ブラケット 200 は、歯 205 の舌側表面にも取付け可能であり、歯 205 は、任意の歯、例えば、上顎又は下顎の中切歯、側切歯、犬歯、小白歯（双頭歯）、大白歯等のうち 1 つであってもよい。

【0021】

図示のように、アーチワイヤ 210 は、自己結紮式矯正用ブラケット 200 内に保持され、歯 205 の咬合面（切断縁又は先端）に対して平行に延びている。他の向きを矯正用ブラケット 200 に用いてもよい。しかしながら、この向きは、ストレートワイヤ（又はロス（Roth））装置の代表例であり、この向きにより、歯冠角度及び歯冠傾斜を矯正用ブラケット 200 に設計的に組み込み、それにより、歯が正しい矯正整列状態に位置決めされる場合、「ストレート（真っ直ぐ）」の、即ち、各歯の先端に対して平行なアーチワイヤの使用を可能にする。歯冠角度は、一般的には、歯の近心 - 遠心方向から歯肉 - 咬合方向までの幾何学的位置であり、アーチワイヤスロットの近心 - 遠心方向の向き（即ち、スロットチップ）によって影響を受ける。図 2 に示すように、矯正用ブラケット 200 の歯冠角度は、垂直方向である。図 2 のアーチワイヤ 210 は、歯 205 の先端に対して平行な近心 - 遠心方向の線に沿って延び、臨床歯冠の歯肉 - 咬合方向軸線（即ち、長軸）に対して垂直に差し向けられている。他の非垂直な歯冠角度をブラケット 200 に与えてもよく、その結果、図 2 に示す矩形の前側輪郭ではなく、菱形又は平行四辺形の前側輪郭を備えたブラケット 200 になる。

10

【0022】

歯冠傾斜は一般に、歯の唇側 - 舌側方向から歯肉 - 咬合方向までの幾何学的位置であり、近心 - 遠心方向（即ち、アーチワイヤ）軸線に沿うアーチワイヤスロットの回転の向き（即ち、スロットトルク）によって影響を受ける。アーチワイヤスロットの回転の向きについて近心 - 遠心方向軸線に沿うブラケットの軸線方向図又は断面図と関連して以下に詳細に説明する。

20

【0023】

ストレートワイヤ装置は、典型的には、個々に設計されたブラケットを有し、各ブラケットは、特定の歯についての所望の歯冠傾斜（スロットトルク）及び歯冠角度（スロットチップ）を有している。互いに異なる向きを必要とする他の技術を使用できる。例えば、標準型エッジワイズ装置は、典型的には、矩形のプロフィール及び中心線が臨床歯冠の歯肉 - 咬合軸線（又は長軸）に沿って整列し、アーチワイヤスロットと垂直な関係をなすような向きを備えたブラケットを有する。典型的には、標準型エッジワイヤ装置のブラケットは、歯が、正しい矯正整列状態に位置決めされるときに歯の先端に平行ではないアーチワイヤスロットを有する。その代わりに、アーチワイヤは、歯の所望の位置を定めるために角度が付けられ、曲げられ、そして捺じられる。

30

【0024】

依然として図 2 を参照すると、ブラケット 200 の取付けベース 215 は、特定の歯面 205 に適合するよう寸法決めされたものであるのがよい。例えば、取付けベース 215 は、歯面の形状に一致するように歯 205 の先端側端部の幅が広いのがよい。ブラケット 200 を歯 205 の表面に結合させてもよいし、或いは変形例として、歯 205 に取り付けられたバンド組立体（図示せず）に結合させてもよい。図示のように、ブラケット 200 は、結紮スライド部材 220 が摺動自在に歯肉方向に開き且つ咬合方向に閉じる向きに配置されている。しかしながら、結紮スライド部材 220 が摺動自在に咬合方向に開き且つ歯肉方向に閉じるように、ブラケットを逆向きに配置してもよい。結紮スライド部材 220 は、アーチワイヤ 210 を保持する閉位置で示されている。

40

【0025】

図 1 の場合のように、結紮スライド部材 220 は、側部 225 と側部 225 との間に形成されたチャンネル内で摺動でき、アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられている。結紮スライド部材 220 は、好ましくは、結紮スライド部材 220 を閉位置に保持することによりアーチワイヤ 210 を保持するために同一平面内に位置する 1 つ又は 2 つ以上の弾性保持機構部 230 を有している。同一平面内に位置する 1 つ又は 2 つ以上の

50

弾性保持機構部 230 は、結紮スライド部材 220 の弾性部分を有し、この弾性部分は、同一平面内における反り及びそれに引き続く 1 つ以上の噛合い突起 235, 240 との係止を可能にするように適切に形成されている。この場合、弾性保持機構部 230 は、大きい（噛合い）突起 235 及び小さい（副次的）突起 240 と係止可能に係合させるために、側部 225 によって形成されたチャンネルに対して垂直方向に且つ外方に反るように設計されている。この形態では、弾性保持機構部 230 は、側部 225 と側部 225 との間に形成されたチャンネルに対する横断方向に反り、これと同一平面内に位置する噛合い突起 235, 240 と係合する。

【0026】

更に詳細には、一実施形態では、弾性保持機構部 230 は、結紮スライド部材 220 内に設けられ且つブラケット 200 内の噛合い突起 230 の辺りで近心 - 遠心方向に外方に反る同一平面内に位置するフィンガに似ている。結紮スライド部材 220 を下方に（咬合方向に）摺動させると、弾性保持機構部 230 は、外方に反り、次にこれらが噛合い突起 230 周りに係止するとき、以前の位置に向かって戻る。弾性保持機構部 230 が以前の位置に到着する直前に、弾性保持機構部 230 の外端部の小さい部分が、小さい突起 240 と接触し、この小さい突起は、弾性保持機構部 230 に及ぼす内方且つ同一平面内の係止力を改善する。

【0027】

最後に、図 2 に関し、噛合い突起 230 と、ブラケット 200 の他の対称な特徴、例えば側部 225 及び凹部 245, 250 は、個々に又は組合わせて、矯正歯科医がブラケット 200 を歯 250 の上に配置するのを助けるのに役に立つブラケット 200 の視覚的中心線を構成する。

【0028】

次に、図 3 は、アーチワイヤ 310 に積極的に係合する積極的係合突起 305 を備えた、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケット 300 の、図 2 における断面図である。結紮スライド部材 315 がアーチワイヤ 310 をアーチワイヤスロット 320 内に保持する閉位置の矯正用ブラケット 300 が示されている。結紮スライド部材 315 の下面は、1 つ又は 2 つ以上の積極的係合突起 305 を有し、この係合突起 305 は、結紮スライド部材 315 がアーチワイヤ 310 を覆うように閉じたときにアーチワイヤ 310 を強制的に拘束し、即ち、積極的に係合する。アーチワイヤ 310 をアーチワイヤスロット 320 内に積極的に係合させることにより、アーチワイヤ 310 をアーチワイヤスロット 320 内に効果的に係止させ、かくして、近心 - 遠心方向の制御を向上させる。アーチワイヤ 310 の積極的係合により、アーチワイヤ 310 から近心 - 遠心方向に及ぼされる力を 1 つ又は 2 つ以上の積極的係合突起 305 を介してブラケット 300 に伝達させるのがよい。歯隙の閉鎖のために、積極的係合部を有するブラケット 300 を、積極的係合部を有しない別のブラケットと隣接させて用いてもよい。

【0029】

また、アーチワイヤ 310、特に図示のような矩形アーチワイヤをアーチワイヤスロット（矩形）320 内に積極的に係合させることにより、歯冠傾斜の制御を向上させることができる。アーチワイヤ 310 がアーチワイヤスロット 320 内に係止された状態で、アーチワイヤ 310 に沿う捩じりを、1 つ又は 2 つ以上の積極的係合突起 305 並びに矩形アーチワイヤ 310 の長手方向縁部とこれらに対応した矩形のアーチワイヤスロット 320 の表面との間の接触によって、ブラケット 300 に伝達することができる。上述したように、歯冠傾斜は一般に、歯の唇側 - 舌側方向から歯肉 - 咬合方向までの幾何学的位置であり、近心 - 遠心方向（即ち、アーチワイヤ）軸線に沿うアーチワイヤスロット 320（即ち、スロットトルク）の回転の向きによって影響を受ける。図 3 は、近心 - 遠心方向軸線に沿うブラケット 300 の軸方向（即ち、断面）図である。この場合、アーチワイヤスロット 320 は、その唇側 - 舌側方向の側面が歯面 325 に対して垂直ではない（即ち、直角ではない）ように僅かに傾斜した（即ち、回転した）状態で示されている。これは、スロットトルクがブラケットに設計上組み込まれたストレートワイヤ装置で用いられるア

10

20

30

40

50

ーチワイヤスロットの典型的な回転の向きである。これとは対照的に、標準型エッジワイズ装置は、典型的には、側面が歯の取付け面に対して垂直なアーチワイヤスロットを有する。

【0030】

結紮スライド部材315の下面に形成されるのがよい1つ又は2つ以上の積極的係合突起305に加えて、結紮スライド部材315がチャンネル内に凹み領域として形成されたスライド経路335の限度を越えて摺動するのを阻止するための1つ又は2つ以上のスライド部材ストップ330を結紮スライド部材315の下面に形成するのがよい。

【0031】

図3に示すブラケット300の他の特徴は、結紮スライド部材315の凸形状を含み、ブラケット300の最外面を定める他の機構部、アーチワイヤスロットに対して横断方向に延びる1対のタイウイング340（一方は、歯肉側方向に延び、他方は、咬合方向に延びている）及び図2に示す凹部250に対応した凹み領域345（破線で示されている）を含む。上述したように、ブラケット300の凸形の歯肉-咬合方向輪郭は、装置着用患者の快適さを向上させる。タイウイング340は、標準型エラストマー結紮具又はタイウイングを必要とする他の取付け具の使用が望ましい用途において矯正歯科医に追加の有用性及び融通性を与える。

10

【0032】

一実施形態では、垂直スロット350をブラケット300に設けるのがよい。破線で指示する垂直スロット350は、歯肉-咬合方向においてアーチワイヤスロット320に対して横断方向に差し向けられると共にアーチワイヤスロット320とブラケット300の取付けベースとの間に位置決めされた状態で示されている。かかる垂直スロット（例えば、垂直スロット350により、必要に応じて、歯の傾斜、角度及び回転を容易にする補助具を垂直スロット内に配置することができる。

20

【0033】

図4は、1つ又は2つ以上の積極的係合突起405及び結紮スライド部材415が完全開位置にある、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケット400の断面図である。完全開位置では、結紮スライド部材415の下面に形成された1つ又は2つ以上のスライド部材停止部又はストップ430は、結紮スライド部材415がスライド経路435の端を越えて摺動することを阻止する。

30

【0034】

図5は、アーチワイヤ505と受動的に係合した、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケット500の断面図である。図4に示す矯正用ブラケット400は、結紮スライド部材が完全開位置にある状態の矯正用ブラケット300を示しているが、矯正用ブラケット500は、これとは異なるブラケットの同様な断面図を提供している。矯正用ブラケット500は、結紮スライド部材510を有し、この結紮スライド部材510は、アーチワイヤ505がアーチワイヤスロット515内に強制的に保持されないようにアーチワイヤ505を覆う閉位置で示されている。ここで、アーチワイヤ505は、アーチワイヤスロット515内に保持され、アーチワイヤスロット515内で移動することを可能にする。それ故、ブラケット500は、アーチワイヤ505と受動的に係合するといえる。上述したように、受動的係合方式のブラケット500は、歯隙の閉鎖に用いられるのがよい。例えば、弾性体を用いて歯を互いに押し合うのがよく、この場合、これらの歯に結合されたブラケットは、近心-遠心（アーチワイヤ）軸線に沿って移動する自由度を有する。

40

【0035】

次に、図6及び図7はそれぞれ、本発明の一実施形態の結紮スライド部材の平面図及び底面図である。結紮スライド部材600は、その一端に弾性保持機構部605、610を備えた凸形アーチワイヤスロットカバーを有している。弾性保持機構部605、610は、図6に示す弾性保持機構部の形状と異なる形状を有している。しかしながら、弾性保持機構部605、610は、好ましくは、チャンネルの受け入れ端部、即ち、閉鎖端部内に形成され且つ結紮スライド部材600を保持する1つ又は2つ以上の噛合い突起機構部の周

50

りの反り、及び、結紮スライド部材 600 の移動方向に対する横断方向における同一平面内の反りを可能にするように形作られている。図示のように、弾性保持機構部 605, 610 は、結紮スライド部材 600 の係止端部のところに形成され且つ同一平面内に位置するフィンガを有する。弾性保持機構部 605 は、結紮スライド部材 600 の中心線から外縁部 615 に向かって外方に反るように設計されている。弾性保持機構部 610 は、これと同様であるが逆方向に、結紮スライド部材 600 の中心線から外縁部 620 に向かって外方に反るよう設計されている。弾性保持機構部 605, 610 は両方とも、反りの前の形状にスプリングバックし、それにより、結紮スライド部材 600 を閉位置に係止可能に保持する。

【0036】

結紮スライド部材 600 の下面を図 7 に示す。結紮スライド部材は、ブラケット（例えば、ブラケット 300）のアーチワイヤスロット内のアーチワイヤに積極的に係合する細長い突起 705, 710 を有するのがよい。結紮スライド部材 600 は、好ましくは、ブラケット（例えば、ブラケット 300）のアーチワイヤスロットを露出させる開位置に結紮スライド部材 600 を保持するスライドストップ突起 715, 720 を有している。

【0037】

図 8 は、結紮スライド部材を取り外した状態の、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケットの斜視図である。ブラケット本体 800 は、図示のように、タイウイング 805 からアーチワイヤスロット 810 を横切ってタイウイング 815 まで延びる凸状の歯肉 - 咬合方向輪郭を有している。図示していないが、一実施形態では、ブラケット本体 800 は、アーチワイヤスロット 810 に沿って延びる凸形の近心 - 遠心方向輪郭を有している。歯面への付着性を向上させるために、取付けベース 820 は、歯肉 - 咬合方向及び近心 - 遠心方向のいずれか又はその両方において輪郭決めされるのがよい。

【0038】

一実施形態では、スライド経路 825, 830 は、スライド部材ストップ 715, 720、及び、特に積極的係合結紮スライド部材が用いられている場合、細長い突起 705, 710 を受け入れるよう寸法決めされている。スライド経路 825, 830 は、好ましくは、結紮スライド部材が閉位置にあるときの細長い突起 705, 710 を収容するように、アーチワイヤスロット 810 の他方の側まで延びる。大きい方の噛合い突起 835 及び小さい方の係止突起 840 は、上述し且つ図 1 及び図 2 に示したものであるのがよい。

【0039】

依然として図 8 を参照すると、チャンネル側部 865, 870, 875, 880 を内方に押しやることによって形成された鳩の尾形チャンネル内に結紮スライド部材を捕捉してこれを保持するコイニング作業を容易にするために、逃げ溝 845, 850, 855, 860 がブラケットベース 800 に形成されるのがよい。逃げ溝 845, 850, 855, 860 は、チャンネル側部 865, 870, 875, 880 のベースのところにチャンネルの縁部に沿って長手方向に形成されている。

【0040】

図 9 は、矩形アーチワイヤ 905 と係合した、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケット 900 の斜視図である。チャンネル側部 910, 915, 920, 925 は、結紮スライド部材 930 を捕捉するように、内方に押しやられている。上述し且つ図 1 及び図 2 に示すように、結紮スライド部材 930 は、閉位置に係止可能に保持されるのがよい。

【0041】

次に、図 10 及び図 11 は、結紮スライド部材が摺動自在に保持されるチャンネルに関する例示の詳細を示している。図 10 は、チャンネル内に配置された、本発明の一実施形態に従う結紮スライド部材 1000 を示す。チャンネルは、側部 1005, 1010, 1015, 1020 を有し、これら側部は、それに対応する結紮スライド部材 1000 のテーパ縁部 1025, 1030 と摺動自在に噛合うように、内方に押しやられている。側部 1005, 1010, 1015, 1020 がブラケットベース 1045 から上方に延びる長手方

10

20

30

40

50

向移行箇所付近において、逃げ溝 1035, 1040 がチャンネル内に長手方向に形成されるのがよい。

【0042】

図11は、本発明の一実施形態に従う結紮スライド部材1100を示し、この結紮スライド部材1100は、改良型矯正用ブラケットのチャンネル内に配置され、その後、結紮スライド部材1100をチャンネル内に保持するコニング作業が行われている。図示のように、側部1105, 1110, 1115, 1120は、それに対応する結紮スライド部材1100のテーパ縁部と摺動自在に噛合うように、内方に押しやられている。その結果、側部1105, 1110, 1115, 1120と結紮スライド部材1110との間に、スライド型ジョイント（ダブルジョイント又は鳩の尾形ジョイントと呼ばれる場合がある）が構成される。側部1105, 1110, 1115, 1120を内方に押しやるコニング作業の実施後、逃げ溝1135, 1140の寸法を僅かに小さくするのがよい。数ある利点のうちで、逃げ溝は、鳩の尾形チャンネルの寸法上の品質を向上させ、結紮スライド部材1110がチャンネル内で摺動する際の追加の隙間を構成する。

10

【0043】

矯正治療において一般的に行われているように、ブラケットは、処方箋によって特定の患者のために作製されるのがよい。ブラケットは、特定の患者の一つ一つの歯に適したスロットルク及びスロットチップを有するように設計されるのがよい。例えば、個々の歯を表示するパルマーの表示法を用いて、上顎左側中切歯、上顎左側側切歯、上顎左側犬歯等のために特別に設計されたブラケットが作製され、上顎左側大臼歯に向かって遠心方向に前進する。各ブラケットは、典型的には、特定のスロットルク及びスロットチップ、並びに、必要なときに他の機構部を有する。例えば、上顎左側犬歯用のブラケットは、恐らくは9°のスロットチップと、矯正装置の弾性体又は他の機構部と共に用いられるボールフックとを有する。かかるブラケットは、図12に示すような機構部を有するのがよい。

20

【0044】

図示のように、図12は、ボールフック1205を備えた、本発明の一実施形態に従う平行四辺形バージョンの改良型矯正用ブラケット1200の平面図である。ブラケット1200は、それが歯の曲がり角度と平行に容易に配置されるように特別に設計されたスロットチップ1210を有する。歯肉側タイウイング1215の近心側歯肉部分に形成されたボールフック1205が示されている。歯肉方向に歯肉に向かって開くように差し向けられた上述したブラケットとは対照的に、歯の先端に向かって下方に開く向きに配置された結紮スライド部材1220が示されている。ブラケット1200のアーチワイヤ1225及び咬合側縁部1230は両方とも、歯の先端に対して平行であり、ブラケット1200の中心線1235は、臨床歯冠の長軸と整列する。

30

【0045】

理解されるように、本明細書において説明した改良型矯正用ブラケットの変形例は、明らかである。例えば、図13は、結紮スライド部材1305が開位置にある、本発明の一実施形態に従う改良型矯正用ブラケット1300の斜視図である。自己結紮式矯正用ブラケット1300は、歯面に取付け可能な取付けベース1310と、取付けベース1310上に形成されると共に矯正用アーチワイヤ（図示せず）を受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロット1315と、矯正用アーチワイヤをアーチワイヤスロット1315内に保持する結紮スライド部材1305（開状態で図示）とを有している。結紮スライド部材1305は、側部1320と側部1320との間に形成されたチャンネル内で摺動することができ、このチャンネルは、アーチワイヤスロット1315に対して横断方向に差し向けられている。結紮スライド部材1305は、好ましくは、結紮スライド部材1305を閉位置に保持することによって矯正用アーチワイヤをアーチワイヤスロット1315内に保持するために、同一平面内に位置する1つ又は2つ以上の弾性保持機構部1325を有している。

40

【0046】

50

図13に示すように、同一平面内に位置する1つ又は2つ以上の弾性保持機構部（又は機構）1325は、結紮スライド部材1305の弾性部分を有し、弾性部分は、同一平面内における反り及び引き続く1つ以上の噛合いインデント又は凹部1330、1335との係止を可能にするよう適切に形成されるのがよい。この場合、弾性保持機構部1325は、インデント1330、1335と係止可能に係合するために、側部1320によって形成されたチャンネルに対して垂直に且つ内方に反るよう設計されている。この形態では、弾性保持機構部1325は、側部1320と側部1320との間に形成されたチャンネルに対して横断方向に且つこれと同一平面内において反って、噛合いインデント1330、1335と係合する。その結果、アーチワイヤスロット1315内に保持されたアーチワイヤの移動によって生じることがある、結紮スライド部材13305に対して垂直方向に及ぼされる力が、アーチワイヤスロット1315内へのアーチワイヤの保持に対して悪影響を及ぼす恐れは低い。かくして、自己結紮式矯正用ブラケット1300は、他のブラケット設計よりもアーチワイヤをよりしっかりと保持する。

10

【0047】

結紮スライド部材1305がブラケット1300の残部から完全に引き離されるのを阻止するスライドストップを、図13に示すように又は上述すると共に図4、図5、図7及び図8に示すように適当に形成された側部1320によって設けるのがよい。また、図4、図5、図7及び図8に戻ってこれを参照すると、ブラケット1300は、結紮スライド部材1305に形成された突起及びアーチワイヤスロット1315内のアーチワイヤと積極的に係合する逃げ領域を有するのがよい。

20

【0048】

図示していないが、ブラケット1300は、図1の側部1105、1110、1115、1120の場合と同様、内方に押しやることのできる側部1320を有するのがよい。さらに、取付けベース1310は、図示のように凹凸の又は粗い結合面1340を有するのがよい。理解されるように、上記特徴のうちの多く又は全てをブラケット1300に組み込むのがよい。例えば、ブラケット1300は、タイウイングのうち1つ、例えばタイウイング1345へのボールフック取付け部、アーチワイヤスロット1315に対して横断方向であって、アーチワイヤスロット1315と取付けベース1310との間に設けられた垂直スロット、及び図12に示すような平行四辺形の形状を有するのがよい。

【0049】

本明細書において説明した改良型矯正用ブラケットは、矯正装置に用いられるのに適した多種多様な材料の任意のものからなるのがよい。かかる材料としては、一般に、プラスチック、セラミック、ステンレス鋼、チタン又は他の金属合金が挙げられる。ブラケットは好ましくは、耐腐食性を備えた生体適合性材料からなり、ブラケットは好ましくは、図示の構造体の状態に形成できるが、矯正装置の一般に用いられる矯正用アーチワイヤ又は他のコンポーネントを保持するのに適した強度特性を維持する材料からなる。

30

【0050】

ニッケルは、矯正歯科における接触皮膚炎と関連した最も一般的な金属である。最近のデータの示唆するところによれば、患者の恐らくは10%が、ニッケルに敏感である。それにもかかわらず、ニッケル含有金属合金、例えばニッケル-チタン合金及びステンレス鋼は、矯正装置において広く用いられている。ニッケル-チタン合金は、50%を超えるニッケル含有量を有する場合があります、潜在的に、アレルギー反応の発現を引き起こすのに十分なニッケルを口腔内環境に放出する場合があります。ステンレス鋼は、ニッケル含有量が非常に少なく、恐らくは約8%であり、ニッケルがステンレス鋼内で結晶格子の状態に結合されているので、反応しやすさが低い。その結果、ステンレス鋼で作られた矯正用コンポーネントは、ニッケル過敏症を引き起こす恐れが低い。

40

【0051】

しかしながら、ニッケルに対する特定の患者の感度に関して不確実さが残っているので、ニッケル過敏症を完全に避けるためにはニッケルの含まれていない矯正用ブラケットを提供することが望ましい場合がある。したがって、本明細書において説明した改良型矯正

50

用ブラケットは好ましくは、ニッケルを含まない材料からなる。一実施形態では、ブラケットは、ニッケルを含まないコバルト - クロム合金からなる。

【0052】

本明細書において説明した改良型矯正用ブラケットを製造するのに数種類の方法を利用することができる。例えば、ブラケットを、注型し、機械加工し、射出成形する等することができる。プラスチックの射出成形は、選択した材料に応じて、セラミック射出成形法（CIM）又は金属射出成形法（MIM）であるのがよい。さらに、ブラケットは、多数の組み立てられた構成要素で構成されていてもよい。例えば、ブラケットは、矯正されたブラケット本体と成形された結紮スライド部材の組立体からなり、結紮スライド部材は、チャンネル側部を結紮スライド部材の側部に沿って内方に押しやる（ダブテール継手を形成する）コイニング作業の後にブラケット本体のチャンネル内に保持される。ボールフックをブラケット組立体に溶接し、ワイヤメッシュをブラケットの取付けベースにくっ付けてその結合面の性状を向上させてもよい。

10

【0053】

一実施形態では、改良型矯正用ブラケットベースは、金属射出成形法を用いてニッケルを含まないコバルトクロムで作られ、それにより結紮スライド部材は、ブラケットベース（ブラケット本体）の側部をかしめるコイニング作業を用いて同様に構成して取り付ける。一実施形態では、改良型矯正用ブラケットは、一体成形ブラケット本体及び一体成形結紮スライド部材からなり、結紮スライド部材は、上述したコイニング作業を用いてブラケット本体に組み付けられる。

20

【0054】

本明細書において説明したように、本発明は、改良型自己結紮式矯正用ブラケットを提供する。一実施形態によれば、改良型自己結紮式矯正用ブラケットは、歯面に取り付けられる取付けベースと、ベース上に形成されていて、矯正用アーチワイヤを受け入れるように寸法決めされたアーチワイヤスロットと、ベース上に形成されていて、アーチワイヤスロットに対して横断方向に差し向けられたチャンネルと、チャンネル内に摺動自在に保持され、且つ、矯正用アーチワイヤを収納保持するためにアーチワイヤスロットを覆うように閉鎖可能な結紮スライド部材とを有し、結紮スライド部材は、結紮スライド部材を閉位置に保持するための保持力を結紮スライド部材と同一平面内の方向に及ぼすための少なくとも1つの同一平面内弾性保持機構を有する。一実施形態では、改良型矯正用ブラケットは、ダブテール形チャンネル内に摺動自在に保持された結紮スライド部材を備えたブラケットから成る。

30

【0055】

上記説明で用いられた用語及び表現は、説明のためであって本発明を限定するものではなく、かかる用語及び表現の使用に当たり、図示すると共に説明した特徴及びその一部の均等例を排除する意図は無く、本発明の範囲は、特許請求の範囲の記載にのみ基づいて定められることは認識されよう。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】本発明の一実施形態である改良型矯正用ブラケットの斜視図である。

40

【図2】歯に装着され、アーチワイヤと係合した状態の改良型矯正用ブラケットの例示の正面図である。

【図3】アーチワイヤと積極的に係合した、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの断面図である。

【図4】結紮スライド部材が開位置にある、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの断面図である。

【図5】アーチワイヤと受動的に係合した、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの断面図である。

【図6】本発明の一実施形態の結紮スライド部材を上方から見た斜視図である。

【図7】本発明の一実施形態の結紮スライド部材を下方から見た斜視図である。

50

【図 8】結紮スライド部材が取り外された、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの斜視図である。

【図 9】アーチワイヤと係合した、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの斜視図である。

【図 10】本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットのチャンネル内に配置された結紮スライド部材を示す図である。

【図 11】本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットのチャンネル内に配置された後、コイニング作業によりチャンネル内に保持された結紮スライド部材を示す図である。

【図 12】ポールフックを備えた、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの平行四辺形バージョンの平面図である。

10

【図 13】結紮スライド部材が開位置にある、本発明の一実施形態による改良型矯正用ブラケットの斜視図である。

【符号の説明】

【0057】

100、200、300、800 矯正用ブラケット

105 取付けベース

110、320、810 アーチワイヤスロット

115 結紮スライド部材

120、225 側部

125、230 弾性保持機構部

20

130、235、835 噛合い部分

135、240、840 噛合い部分

140、250 凹部

145、245 凹部

210、310 アーチワイヤ

305、405 積極的係合突起

330 スライドストップ突起

340 タイウイング

350 垂直スロット

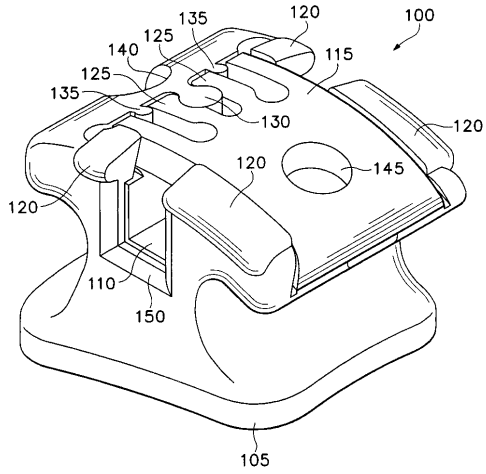
805、815 タイウイング

30

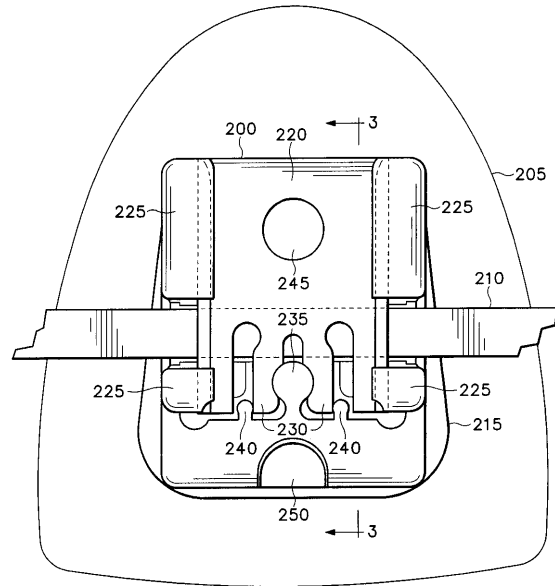
850、855 逃げ溝

865、870、875、880 側部

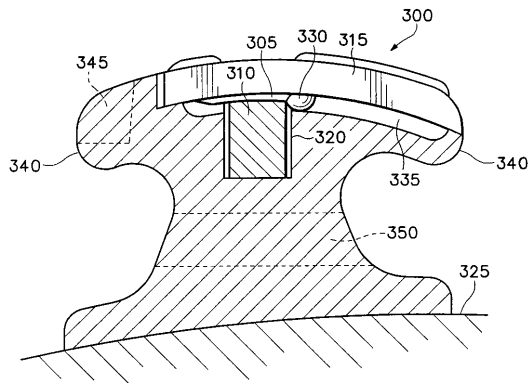
【 図 1 】



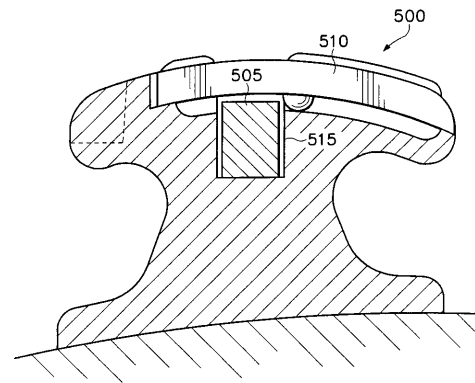
【 図 2 】



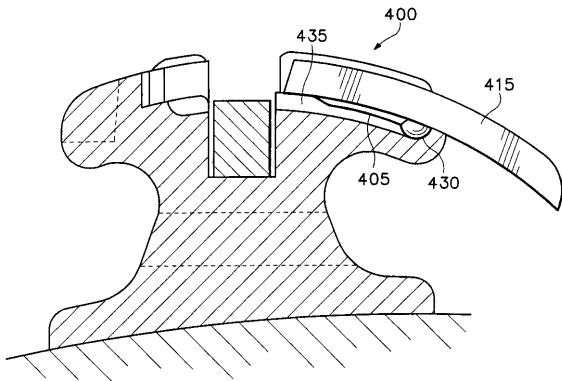
【 図 3 】



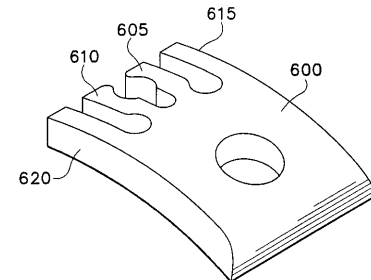
【 図 5 】



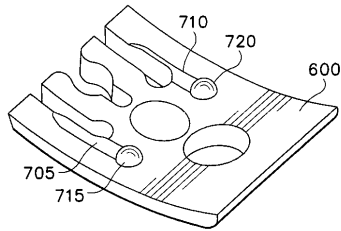
【 図 4 】



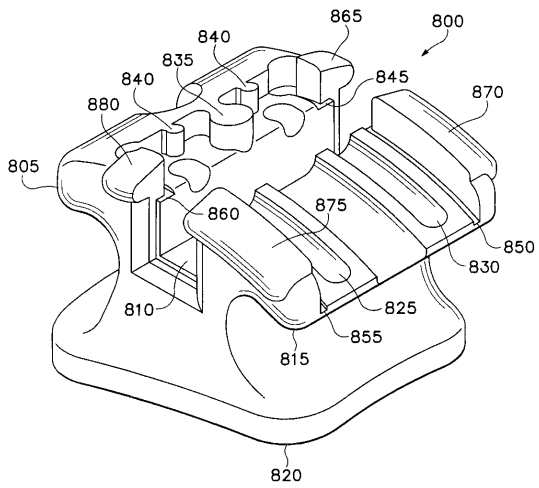
【 図 6 】



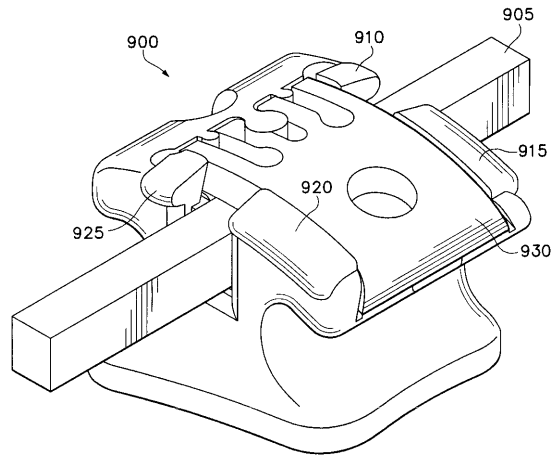
【 図 7 】



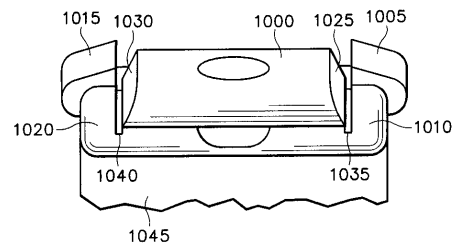
【 図 8 】



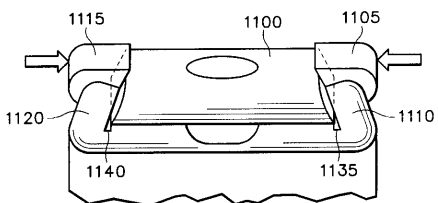
【 図 9 】



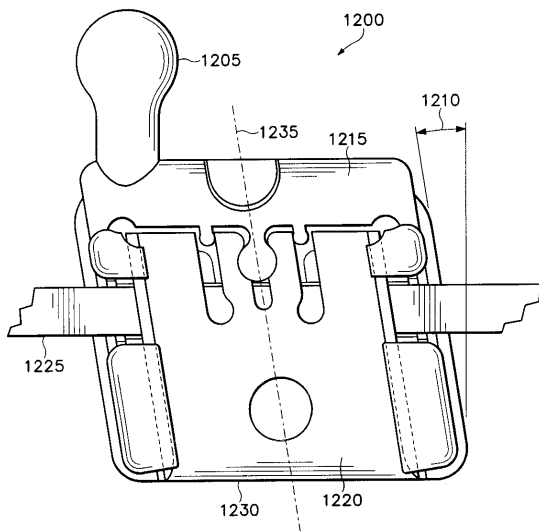
【 図 10 】



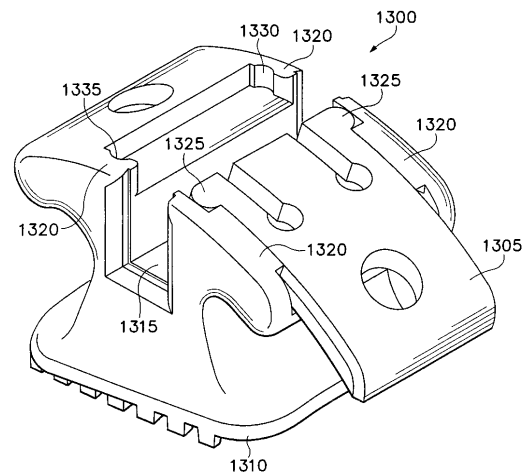
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



フロントページの続き

(74)代理人 100065189

弁理士 宍戸 嘉一

(74)代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72)発明者 ジュアゲン ベイサン

アメリカ合衆国 オレゴン州 97128 マクミンヴィル サウスウエスト メドレー
ドライブ 19225

(72)発明者 ルイス キャリエレ ルーチ

スペイン イー08017 バルセロナ サン ペドロ クラヴェル 22

Fターム(参考) 4C052 AA20 JJ03 JJ09

【 外国語明細書 】

IMPROVED ORTHODONTIC BRACKET

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

This is a Continuation-In-Part of a pending U.S. patent application filed on May 19, 2005 for which a serial number is not yet available titled "Improvements to Orthodontic Supports Applicable to Teeth", which is a National Stage application under 35 USC 371 of PCT/ES2003/000594, filed Nov. 25, 2003 and based on Spanish Patent Application No. 200202713, filed Nov. 26, 2002. The specifications of the above applications are incorporated herein by reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

This disclosure relates to improved self-locking or ligatureless orthodontic brackets.

Orthodontic treatment generally comprises dental work to correct irregularities of the teeth or of the relation of the teeth to surrounding anatomy. The irregularities may involve malocclusions with varying degrees of severity. Class 1 malocclusions, for example, may involve spacing irregularities such as excessive crowding or diastema (a gap between two adjacent teeth). Class 2 malocclusions may involve overbite conditions where the upper anterior teeth project labially over the lower anterior teeth. Class 3 malocclusions, in contrast, may involve underbite conditions where the upper anterior teeth close within the lingual side of the lower anterior teeth. For these and other observed irregularities treatment typically involves installation of braces or mechanical aids for repositioning the teeth into correct orthodontic alignment.

Braces generally include orthodontic brackets configured for attachment to the labial or lingual surfaces of the teeth or for attachment to metallic bands secured around the teeth. The brackets typically include archwire slots within which a flexible yet resilient archwire may be engaged. Each bracket is typically bonded to the tooth surface so that the bracket's archwire slot is oriented for engagement with the archwire. Various techniques are used for orienting the brackets. For example, an edgewise appliance comprises braces

whereby each bracket is oriented and bonded to the tooth so that the archwire slot is perpendicular to the long axis of the root of the tooth. Alternatively, a straight-wire appliance includes braces whereby each bracket is oriented and bonded to the tooth so that the archwire slot is parallel to the occlusal plane (the biting surfaces of the teeth).

The archwire is typically a curved metallic wire having a rectangular or circular cross section that is bent or twisted prior to engagement with the brackets. The memory or restoring force exerted by the archwire upon the brackets serves to move the teeth into the desired alignment. Throughout the duration of orthodontic treatment the orthodontist periodically adjusts the shape of the archwire (as well as the configuration of other attachments such as elastic bands and so forth) to achieve the correct orthodontic alignment.

Most brackets in current use incorporate tie wings or extensions that project upwardly and downwardly in a gingival-occlusal orientation and require the use of ligatures or ligating modules to hold the archwire within the archwire slots. The ligatures or ligating modules are typically donut-shaped elastomeric rings or wires that are stretched around or twisted around the tie wings.

The use of such ligatures or ligating modules presents a number of inherent disadvantages, some of which are mentioned herein. The small size of the ligatures or ligating modules requires substantial time for installation of the archwire. Because the orthodontist will typically make numerous adjustments to the archwire throughout orthodontic treatment, the orthodontist will likely remove and replace the ligatures or ligating modules numerous times. Hygiene is another problem since the use of ligatures or ligating modules increases the areas where food particles may be trapped. Further, with movement due to chewing or other activities, the ligatures or ligating modules may become detached altogether, allowing the archwire to disengage from the archwire slots.

Ligatures or ligating modules also present other limitations in terms of the forces exerted upon the brackets. For example, the labial or outward force that may be applied to a tooth having a bracket bonded to its labial surface is limited to the strength of the ligature or ligating module in the labial direction. On the same tooth, the force that may be applied in the lingual direction is not so constrained (because the force is applied against the bracket structure rather than the ligature or ligation module). Similarly, the longitudinal (or mesial-

distal) forces which may be applied along the direction of the archwire may be limited or defined by the friction between the ligature or ligation module and the archwire. By contrast, a means for locking the archwire within the archwire slot would enhance the forces that may be exerted along the direction of the archwire. Likewise, a means for slideably retaining the archwire within the archwire slot would allow greater flexibility than available from brackets requiring the use of ligatures or ligation modules.

Several self-locking or self-ligating (ligatureless) orthodontic brackets have been designed. However, most of those have complex designs, incorporating features requiring prohibitively expensive machining operations or comprising multiple separate parts, which in turn increases the number of failure modes for such brackets. Other designs have been rejected in the marketplace due to poor quality or poor design, a lack of available features, difficulty of use, or other factors.

What is needed, therefore, is an improved orthodontic bracket that incorporates a self-ligating capability and that offers a different style of bracket than those available today.

The foregoing and other objectives, features, and advantages of the invention will be more readily understood upon consideration of the following detailed description of the invention taken in conjunction with the accompanying drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF THE SEVERAL DRAWINGS

For a more complete understanding of the present invention, the drawings herein illustrate examples of the invention. The drawings, however, do not limit the scope of the invention. Similar references in the drawings indicate similar elements.

Fig. 1 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket according to one embodiment of the invention.

Fig. 2 illustrates an exemplary frontal view of an improved orthodontic bracket placed upon a tooth and engaged with an archwire.

Fig. 3 illustrates a sectional view of an improved orthodontic bracket actively engaged with an archwire according to one embodiment of the invention.

Fig. 4 illustrates a sectional view of an improved orthodontic bracket with a ligating slide member in an open position, according to one embodiment of the invention.

Fig. 5 illustrates a sectional view of an improved orthodontic bracket passively engaged with an archwire according to one embodiment of the invention.

Fig. 6 illustrates an isometric top view of a ligating slide member according to one embodiment of the invention.

Fig. 7 illustrates an isometric bottom view of a ligating slide member according to one embodiment of the invention.

Fig. 8 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket with its ligating slide member removed, according to one embodiment of the invention.

Fig. 9 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket engaged with an archwire according to one embodiment of the invention.

Fig. 10 illustrates a ligating slide member placed within a channel of an improved orthodontic bracket, according to one embodiment of the invention.

Fig. 11 illustrates a ligating slide member placed within a channel of an improved orthodontic bracket following a coining operation for retaining the ligating slide member within the channel, according to one embodiment of the invention.

Fig. 12 illustrates a top view of a parallelogram version of an improved orthodontic bracket with a ball hook, according to one embodiment of the invention.

Fig. 13 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket with a ligating slide member in an open position, according to one embodiment of the invention.

DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS

In the following detailed description, numerous specific details are set forth in order to provide a thorough understanding of the present invention. However, those skilled

in the art will understand that the present invention may be practiced without these specific details, that the present invention is not limited to the depicted embodiments, and that the present invention may be practiced in a variety of alternate embodiments. In other instances, well known methods, procedures, components, and systems have not been described in detail.

Various operations will be described as multiple discrete steps performed in turn in a manner that is helpful for understanding the present invention. However, the order of description should not be construed as to imply that these operations are necessarily performed in the order they are presented, nor even order dependent.

Turning now to the several drawings, **Fig. 1** illustrates an isometric view of a self-ligating orthodontic bracket **100** according to one embodiment of the invention. The self-ligating orthodontic bracket **100** includes a mounting base **105** for attachment to a tooth surface, an archwire slot **110** formed upon the mounting base **105** and sized for receiving an orthodontic archwire (not shown), and a ligating slide member **115** (shown in a closed position) for retaining an orthodontic archwire within the archwire slot **110**. As will be discussed in greater detail below, the ligating slide member **115** may slide within a channel formed between sides **120** and oriented transverse to the archwire slot **110**. The ligating slide member **115** preferably includes one or more coplanar resilient retention features (or mechanism) **125** for holding the ligating slide member **115** in a closed position thereby retaining an orthodontic archwire within the archwire slot **110**.

As shown in **Fig. 1**, the one or more coplanar resilient retention features **125** may comprise resilient portions of the ligating slide member **115** suitably formed to allow coplanar deflection and subsequent locking with one or more mating protrusions **130** and **135**. Here, the resilient retention features **125** have been designed to deflect outward, perpendicular to the channel formed by sides **120**, for lockable engagement with a larger (mating) protrusion **130** and smaller (secondary) protrusions **135**. In this configuration, the resilient retention features **125** deflect and engage with the mating protrusions **130** and **135** transverse to and coplanar with the channel formed between sides **120**. Consequently, forces exerted normal to the ligating slide member **115**, as may arise due to movement of an archwire retained within the archwire slot **110**, are not likely to affect the retention of the

archwire within the archwire slot **110**. Thus, the self-ligating orthodontic bracket **100** more securely retains an archwire than other bracket designs.

Also shown in **Fig. 1**, the bracket **100** may include orthodontic tool features such as the recess **140** on the top area of the bracket and the recess **145** on the ligating slide member **115**. Such features may improve the ease of use of the bracket **100**. For instance, an orthodontic tool such as an explorer or scaler may be used with the recess **145** to open or close the ligating slide member **115** to expose or cover the archwire slot **110**. Likewise, pliers or another orthodontic tool may be used with the recesses **140** and **145** to close the ligating slide member **115**. Further, the recesses **140** and **145**, in combination with the protrusion **130** and other visual aspects of the bracket **100**, provide a centerline for the bracket **100** useful to aid the orthodontist in the placement of the bracket **100** upon the patient's tooth.

The bracket **100** preferably includes rounded edges, chamfered archwire slot ends **150**, and an overall convex shape to improve comfort for the patient wearing the orthodontic appliance. As shown and as will be depicted in many of the illustrations herein, the ligating slide member **115**, the channel formed by sides **120**, and other features which may define the outer surfaces of the bracket **100** opposite the mounting base **105**, preferably follow a convex shape to improve patient comfort and minimize the overall side profile or outward dimension of the bracket **100** from the bonding surface of the mounting base **105**.

Fig. 2 illustrates an exemplary frontal view of a self-ligating orthodontic bracket **200** placed upon a tooth **205** and engaged with an archwire **210**. The bracket **200** is shown mounted to the labial surface of an upper anterior tooth **205** (one of the upper centrals, laterals, or cuspids). However, the bracket **200** may also be mounted to the lingual surface of a tooth **205**, and the tooth **205** may comprise any tooth such as one of the upper or lower centrals, laterals, cuspids, bicuspid, molars, and so on.

As shown, the archwire **210** is retained within the self-ligating bracket **200** and runs parallel to the occlusal surface (the cutting or incisal edge) of the tooth **205**. Other orientations may be used with the bracket **200**. However, this orientation is typical of a straight-wire (or Roth) appliance whereby crown angulation and crown inclination are

engineered into the bracket **200** thereby allowing use of an archwire that is "straight" or parallel to the cutting edge of each tooth (when the teeth are positioned in correct orthodontic alignment). Crown angulation is generally the mesial-distal to gingival-occlusal orientation of the tooth and is affected by the mesial-distal orientation of the archwire slot (or slot tip). The crown angulation for the bracket **200** as shown in **Fig. 2** is perpendicular. The archwire **210** in **Fig. 2** runs along a mesial-distal line parallel to the incisal edge of tooth **205** and is oriented perpendicular to the gingival-occlusal axis (or long axis) of the clinical crown. Other non-perpendicular crown angulations may be engineered into the bracket **200** resulting in a bracket **200** with a rhomboid or parallelogram frontal profile instead of the rectangular frontal profile depicted in **Fig. 2**.

Crown inclination is generally the labial-lingual to gingival-occlusal orientation of the tooth and is affected by the rotational orientation of the archwire slot (or slot torque) along the mesial-distal (or archwire) axis. The rotational orientation of the archwire slot will be discussed in greater detail below in the context of axial or sectional views of the bracket along the mesial-distal axis.

Whereas a straight-wire appliance typically includes individually engineered brackets with each bracket having the desired crown inclination (slot torque) and crown angulation (slot tip) for a particular tooth, other techniques may be used which require different orientations. For example, a standard edgewise appliance typically includes brackets having a rectangular profile and an orientation such that the centerline of the bracket is aligned along the gingival-occlusal axis (or long axis) of the clinical crown and perpendicular with the archwire slot. Typically, the brackets in a standard edgewise appliance have archwire slots that are not parallel to the incisal edges of the teeth (when the teeth are positioned in correct orthodontic alignment). Instead, the archwire is angled, bent, and twisted to define the desired position of the teeth.

Still referring to **Fig. 2**, the mounting base **215** of the bracket **200** may be sized to fit the particular tooth surface **205**. For example, the mounting base **215** may be wider at the incisal end of the tooth **205** to match the shape of the tooth surface. The bracket **200** may be bonded to the surface of tooth **205**, or, alternatively, to a band assembly (not shown) which is attached to the tooth **205**. As shown, the bracket **200** is oriented so that

the ligating slide member **220** slideably opens in the gingival direction and closes in the occlusal direction. However, the bracket may be oppositely oriented so that the ligating slide member **220** slideably opens in the occlusal direction and closes in the gingival direction. The ligating slide member **220** is shown in a closed position for retaining the archwire **210**.

As in **Fig. 1**, the ligating slide member **220** may slide within a channel formed between sides **225** and oriented transverse to the archwire slot. The ligating slide member **220** preferably includes one or more coplanar resilient retention features (or mechanism) **230** for holding the ligating slide member **220** in a closed position thereby retaining the archwire **210**. The one or more coplanar resilient retention features **230** may comprise resilient portions of the ligating slide member **220** suitably formed to allow coplanar deflection and subsequent locking with one or more mating protrusions **235** and **240**. Here, the resilient retention features **230** have been designed to deflect outward in the mesial-distal direction, perpendicular to the (gingival-occlusal) channel formed by sides **225**, for lockable engagement with a larger (mating) protrusion **235** and smaller (secondary) protrusions **240**. In this configuration, the resilient retention features **230** deflect and engage with the mating protrusions **235** and **240** transverse to and coplanar with the channel formed between sides **225**.

More particularly, in one embodiment, the resilient retention features **230** resemble coplanar fingers within the ligating slide member **220** which deflect outward in a mesial-distal direction around a mating protrusion **235** within the bracket **200**. As the ligating slide member **220** slides downward (in the occlusal direction), the resilient retention features **230** deflect outward and then return toward their former positions as they lock about the mating protrusion **235**. Just before the resilient retention features **230** reach their former positions a small portion of the outer ends of the resilient retention features **230** make contact with the smaller protrusions **240** which improve the (inward and coplanar) locking forces exerted on the resilient retention features **230**.

Finally with regard to **Fig. 2**, the mating protrusion **235**, other symmetrical aspects of the bracket **200** such as the sides **225**, and the recesses **245** and **250**, individually or in combination, provide a visual centerline for the bracket **200** useful to aid the orthodontist in the placement of the bracket **200** upon the tooth **205**.

Next, **Fig. 3** provides a sectional view (referenced in **Fig. 2**) of an improved orthodontic bracket **300** with active engagement protrusions **305** for actively engaging an archwire **310**, according to one embodiment of the invention. The bracket **300** is shown with a ligating slide member **315** in a closed position for retaining the archwire **310** within the archwire slot **320**. The underside of the ligating slide member **315** includes one or more active engagement protrusions **305** that forcibly restrain (or actively engage) the archwire **310** when the ligating slide member **315** is closed over the archwire **310**. Active engagement of the archwire **310** within the archwire slot **320** effectively locks the archwire **310** within the archwire slot **320**, thus improving mesial-distal control. With active engagement of the archwire **310** the forces exerted from the archwire **310** in the mesial-distal direction may be transmitted to the bracket **300** through the one or more active engagement protrusions **305**. For example, a bracket **300** with active engagement may be used adjacent to another bracket without active engagement for closure of a diastema.

Active engagement of the archwire **310** (particularly a rectangular archwire, as shown) within the (rectangular) archwire slot **320** also permits improved control of crown inclination. With the archwire **310** locked into the archwire slot **320**, twists along the archwire **310** may be transmitted to the bracket **300** through the one or more active engagement protrusions **305** as well as contacts between the lengthwise edges of the rectangular archwire **310** and the surfaces of the correspondingly rectangular archwire slot **320**. As previously mentioned, crown inclination is generally the labial-lingual to gingival-occlusal orientation of the tooth and is affected by the rotational orientation of the archwire slot **320** (or slot torque) along the mesial-distal (or archwire) axis. **Fig. 3** shows an axial (or sectional) view of the bracket **300** along the mesial-distal axis. Here, the archwire slot **320** is shown angled (or rotated) slightly such that the labial-lingual sides of the archwire slot **320** (which are normal to the ligating slide member **315**) are not perpendicular (or not normal) to the tooth surface **325**. This is a typical rotational orientation for the archwire slot used in a straight-wire appliance where slot torque is engineered into the bracket. A standard edgewise appliance, in contrast, typically includes an archwire slot with sides perpendicular to the mounting surface of the tooth.

In addition to the one or more active engagement protrusions **305** which may be formed upon the underside of the ligating slide member **315**, one or more slide member

stops **330** may be formed upon the underside of the ligating slide member **315** for preventing the ligating slide member **315** from sliding beyond the limits of a slide path **335** formed as a recessed area within the channel.

Other features of the bracket **300** illustrated in **Fig. 3** include the convex shape of the ligating slide member **315** and other features defining the outer most surfaces of the bracket **300**, a pair of tie wings **330** extending transverse to the archwire slot **320** (one extending in a gingival direction and the other extending in an occlusal direction), and a recessed area **335** (indicated by broken lines) corresponding to the recess **250** shown in **Fig. 2**. As previously mentioned, the convex gingival-occlusal contour of the bracket **300** improves comfort for the appliance-wearing patient. The tie wings **330** provide additional utility and flexibility for the orthodontist in applications where the use of standard elastomeric ligatures or other attachments requiring tie wings may be desired.

In one embodiment, a vertical slot **350** may be incorporated into the bracket **300**. The vertical slot **350** (indicated by broken lines) is shown oriented transverse to the archwire slot **320** in a gingival-occlusal direction and positioned between the archwire slot **320** and the mounting base of the bracket **300**. Such a vertical slot (such as vertical slot **350**) allows placement of auxiliaries in the vertical slot to facilitate tooth inclination, angulation, and rotation, if needed.

Fig. 4 illustrates a sectional view of an improved orthodontic bracket **400** with one or more active engagement protrusions **405** and a ligating slide member **415** in a fully opened position, according to one embodiment of the invention. In the fully opened position, the one or more slide member stops **430** formed upon the underside of the ligating slide member **415** prevents the ligating slide member **415** from sliding beyond the end of the slide path **435**.

Fig. 5 illustrates a sectional view of an improved orthodontic bracket **500** passively engaged with an archwire **505** according to one embodiment of the invention. Whereas the bracket **400** shown in **Fig. 4** represents the bracket **300** with the ligating slide member shown in a fully opened position, the bracket **500** represents a similar sectional view of a different bracket. The bracket **500** includes a ligating slide member **510** illustrated in a closed position covering the archwire **505** such that the archwire **505** is not forcibly

restrained within the archwire slot **515**. Here, the archwire **505** is retained within the archwire slot **515** and allowed to move within the archwire slot **515**. Hence, the bracket **500** is said to be passively engaged with the archwire **505**. As previously mentioned, a bracket **500** with passive engagement may be used for closure of a diastema. For instance, elastics may be used to urge teeth together where the brackets bonded to those teeth have freedom to move along the mesial-distal (archwire) axis.

Next, **Figs. 6** and **7** illustrate top and bottom views, respectively, of a ligating slide member according to one embodiment of the invention. The ligating slide member **600** comprises a convex shaped archwire slot cover with resilient retention features **605** and **610** at one end. The resilient retention features **605** and **610** may comprise different shapes from those illustrated in **Fig. 6**. However, the resilient retention features **605** and **610** are preferably shaped to allow deflection transverse to and coplanar with the direction of travel of the ligating slide member **600** so as to permit deflection about one or more mating protrusion features formed within the receiving (or closing) end of the channel holding the ligating slide member **600**. As shown, the resilient retention features **605** and **610** comprise coplanar fingers formed at the locking end the ligating slide member **600**. The resilient retention feature **605** is designed to deflect outward from the centerline of the ligating slide member **600** toward the outer edge **615**. Likewise but with opposite direction, the resilient retention feature **610** is designed to deflect outward from the centerline of the ligating slide member **600** toward the outer edge **620**. Both resilient retention features **605** and **610** spring back toward their former shapes prior to deflection thereby lockably retaining the ligating slide member **600** in a closed position.

The underside of the ligating slide member **600** is illustrated in **Fig. 7**. The ligating slide member may include elongated protrusions **705** and **710** for actively engaging an archwire within the archwire slot of a bracket (such as bracket **300**). The ligating slide member preferably includes slide stop protrusions **715** and **720** for retaining the ligating slide member **600** in an open position, exposing the archwire slot of a bracket (such as bracket **300**).

Fig. 8 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket with its ligating slide member removed, according to one embodiment of the invention. The bracket

body **800**, as shown, incorporates a convex gingival-occlusal contour extending from the tie wing **805** across the archwire slot **810** to the tie wing **815**. Although not shown, in one embodiment, the bracket body **800** incorporates a convex mesial-distal contour extending along the archwire slot **810**. The mounting base **820** may be contoured in either or both gingival-occlusal and mesial-distal directions to improve adhesion to a tooth surface.

The slide paths **825** and **830**, in one embodiment, are sized to receive the slide member stops **715** and **720** as well as (particularly where an active engagement ligating slide member is used) the elongated protrusions **705** and **710**. The slide paths **825** and **830** preferably extend to the other side of the archwire slot **810** to accommodate the elongated protrusions **705** and **710** when the ligating slide member is in a closed position. The larger mating protrusion **835** and smaller locking protrusions **840** may be as described previously and illustrated in **Figs. 1** and **2**.

Still referring to **Fig. 8**, relief grooves **845**, **850**, **855**, and **860** may be formed into the bracket base **800** to facilitate a coining operation to capture and retain a ligating slide member within a dovetail channel formed by crimping the channel sides **865**, **870**, **875**, and **880** inward. The relief grooves **845**, **850**, **855**, and **860** are formed lengthwise along the edges of the channel at the base of the channel sides **865**, **870**, **875**, and **880**.

Fig. 9 illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket **900** engaged with a rectangular archwire **905** according to one embodiment of the invention. The channel sides **910**, **915**, **920**, and **925** have been crimped inward to capture a ligating slide member **930**. The ligating slide member **930** may be lockably retained in a closed position as previously described and illustrated in **Figs. 1** and **2**.

Next, **Figs. 10** and **11** illustrate exemplary details pertaining to a channel within which a ligating slide member may be slideably retained. **Fig. 10** illustrates a ligating slide member **1000** placed within a channel, according to one embodiment of the invention. The channel comprises sides **1005**, **1010**, **1015**, and **1020** which are then crimped inward to slideably mate with the correspondingly tapered edges **1025** and **1030** of the ligating slide member **1000**. Relief grooves **1035** and **1040** may be formed lengthwise within the channel proximate to the lengthwise transition point where sides **1005**, **1010**, **1015**, and **1020** extend upward from the bracket base **1045**.

Fig. 11 illustrates a ligating slide member **1100** placed within a channel of an improved orthodontic bracket following a coining operation for retaining the ligating slide member **1100** within the channel, according to one embodiment of the invention. As shown, the sides **1105**, **1110**, **1115**, and **1120** are crimped inward to slideably mate with the correspondingly tapered edges of the ligating slide member **1100**. The result comprises a slide-type joint (sometimes referred to as a dovetail joint or dovetail shaped joint) between the sides **1105**, **1110**, **1115**, and **1120** and the ligating slide member **1110**. The relief grooves **1135** and **1140** may be slightly reduced in size after the coining operation to crimp the sides **1105**, **1110**, **1115**, and **1120** inward. Among other benefits, the relief grooves improve the dimensional quality of the dovetail shaped channel and provide additional clearance within which the ligating slide member **1110** may slide within the channel.

As commonly practiced in orthodontic treatment, brackets may be fabricated for a particular patient by prescription. The brackets may be engineered to include the appropriate slot torque and slot tip for each individual tooth for the particular patient. For example, specifically engineered brackets may be fabricated for the upper left central, the upper left lateral, the upper left cuspid, and so forth moving distally toward the upper left molars (using Palmer's notation for designating individual teeth). Each bracket typically incorporates a particular slot torque and slot tip as well as other features as may be needed. For instance, the bracket for the upper left cuspid may include a slot tip of, perhaps, 9° and include a ball hook for use with elastics or other features of the orthodontic appliance. Such a bracket may have the features as in **Fig. 12**.

As shown, **Fig. 12** illustrates a top view of a parallelogram version of an improved orthodontic bracket **1200** with a ball hook **1205**, according to one embodiment of the invention. The bracket **1200** includes an engineered slot tip **1210** so that the bracket parallels tooth angulation for easy placement. The ball hook **1205** is shown formed upon the mesial gingival portion of the gingival tie wing **1215**. The ligating slide member **1220** is shown oriented to open in a downward direction toward the incisal edge of the tooth (as opposed to previously illustrated brackets which were oriented to open in the gingival direction, toward the gums). The archwire **1225** and occlusal edge **1230** of the bracket **1200** are both parallel to the incisal edge of the tooth, and the centerline **1235** of the bracket **1200** aligns with the long axis of the clinical crown.

As will be appreciated, variations of the improved orthodontic bracket described herein may be apparent. For example, **Fig. 13** illustrates an isometric view of an improved orthodontic bracket **1300** with a ligating slide member **1305** in an open position, according to one embodiment of the invention. The self-ligating orthodontic bracket **1300** includes a mounting base **1310** for attachment to a tooth surface, an archwire slot **1315** formed upon the mounting base **1310** and sized for receiving an orthodontic archwire (not shown), and the ligating slide member **1305** (shown in an open position) for retaining an orthodontic archwire within the archwire slot **1315**. The ligating slide member **1305** may slide within a channel formed between sides **1320** and oriented transverse to the archwire slot **1315**. The ligating slide member **1305** preferably includes one or more coplanar resilient retention features **1325** for holding the ligating slide member **1305** in a closed position thereby retaining an orthodontic archwire within the archwire slot **1315**.

As shown in **Fig. 13**, the one or more coplanar resilient retention features (or mechanism) **1325** may comprise resilient portions of the ligating slide member **1305** suitably formed to allow coplanar deflection and subsequent locking with one or more mating indents **1330** and **1335**. Here, the resilient retention features **1325** have been designed to deflect inward, perpendicular to the channel formed by sides **1320**, for engagement with indents **1330** and **1335**. In this configuration, the resilient retention features **1325** deflect and engage with the mating indents **1330** and **1335** transverse to and coplanar with the channel formed between sides **1320**. Consequently, forces exerted normal to the ligating slide member **1305**, as may arise due to movement of an archwire retained within the archwire slot **1315**, are not likely to affect the retention of the archwire within the archwire slot **1315**. Thus, the self-ligating orthodontic bracket **1300** more securely retains an archwire than other bracket designs.

Slide stops to prevent the ligating slide member **1305** from pulling completely away from the rest of the bracket **1300** may be provided by suitably formed sides **1320** as shown in **Fig. 13** or as described and illustrated **Figs. 4, 5, 7, and 8**. Also referring back to **Figs. 4, 5, 7, and 8**, the bracket **1300** may incorporate protrusions formed upon the ligating slide member **1305** and corresponding relief areas for active engagement with an archwire within archwire slot **1315**.

Although not shown, the bracket **1300** may incorporate sides **1320** that may be crimped inward as with sides **1105**, **1110**, **1115**, and **1120** in **Fig. 11**. Further, the mounting base **1310** may include an uneven or rough bonding surface **1340** as shown. As will be appreciated, many or all of the foregoing features may be incorporated in to the bracket **1300**. For instance, the bracket **1300** may include a ball hook attachment to one of the tie wings such as tie wing **1345**, a vertical slot transverse to the archwire slot **1315** and between the archwire slot **1315** and the mounting base **1310**, and a parallelogram shape as in **Fig. 12**.

The improved orthodontic bracket described herein may comprise any of a wide variety of materials suitable for use in an orthodontic appliance. Such materials have commonly included plastics, ceramics, stainless steel, titanium, or other metal alloys. The bracket preferably comprises a biocompatible material with corrosion resistive properties, and the bracket preferably comprises materials which may be formed into the structure shown yet maintain suitable strength characteristics for retaining commonly used orthodontic archwires or other components of an orthodontic appliance.

Nickel may be the most common metal associated with contact dermatitis in orthodontics. Recent figures suggest that perhaps 10% of patients are sensitive to nickel. Nevertheless, nickel-containing metal alloys, such as nickel-titanium and stainless steel, are widely used in orthodontic appliances. Nickel-titanium alloys may have nickel contents above 50% and may potentially release enough nickel in the oral environment to elicit manifestations of an allergic reaction. Stainless steel has a much lower nickel content, perhaps around 8%, and, because the nickel is bound in a crystal lattice within stainless steel, the nickel may be less available to react. Consequently, stainless steel orthodontic components may be less likely to cause nickel hypersensitivity.

However, because of the remaining uncertainty regarding a particular patient's sensitivity to nickel, it may be desirable to provide nickel-free orthodontic brackets to avoid nickel hypersensitivity altogether. Therefore, the improved orthodontic bracket described herein preferably comprises a nickel-free material. In one embodiment, the bracket comprises a nickel-free cobalt-chromium alloy.

Several methods may be used to manufacture the improved orthodontic bracket

described herein. For example, the bracket may be cast, machined, injection molded and so on. Injection molding of plastics may be used as may be ceramic injection molding (CIM) or metal injection molding (MIM) depending upon the materials chosen. Further, the bracket may comprise multiple assembled components. For instance, the bracket may comprise the assembly of a formed bracket body and a formed ligating slide member, the ligating slide member retained within the channel of the bracket body following a coining operation whereby the channel sides are crimped inward along the sides of the ligating slide member (forming a dovetail joint). A ball hook may be welded to the bracket assembly, and a wire mesh may be adhered to the mounting base of the bracket to improve its bonding surface.

In one embodiment, the improved orthodontic bracket base is formed of nickel-free cobalt chromium using a metal injection molding process whereby the ligating slide member is similarly constructed and attached using a coining operation to crimp the sides of the bracket base (bracket body). In one embodiment, the improved orthodontic bracket comprises a one-piece molded bracket body and a one-piece molded ligating slide member, the ligating slide member assembled to the bracket body using the aforementioned coining operation.

As described herein, the present invention provides an improved self-ligating orthodontic bracket. According to one embodiment, the improved orthodontic bracket may include a mounting base for attachment to a tooth surface, an archwire slot formed upon the base and sized for receiving an orthodontic archwire, a channel formed upon the base and transversely oriented to the archwire slot, and a ligating slide member slideably retained within the channel and closeable over the archwire slot for retaining the orthodontic archwire therein, wherein the ligating slide member includes at least one coplanar resilient retention mechanism for exerting retention forces coplanar with the ligating slide member for holding the ligating slide member in a closed position. In one embodiment, the improved orthodontic bracket comprises a bracket with a ligating slide member slideably retained within a dovetail shaped channel.

The terms and expressions which have been employed in the forgoing specification are used therein as terms of description and not of limitation, and there is no intention in the use of such terms and expressions of excluding equivalence of the features

shown and described or portions thereof, it being recognized that the scope of the invention is defined and limited only by the claims which follow.

CLAIMS

What is claimed is:

1. An improved self-ligating orthodontic bracket, comprising:

a mounting base for attachment to a tooth surface;

an archwire slot formed upon said base and sized for receiving an orthodontic archwire;

a channel formed upon said base and transversely oriented to said archwire slot; and

a ligating slide member slideably retained within said channel and closeable over said archwire slot for retaining said orthodontic archwire therein, said ligating slide member and said base cooperatively having at least one resilient retention mechanism aligned in coplanar relation to said ligating slide member and capable of exerting retention forces in a direction coplanar with said ligating slide member and, thereby, holding said ligating slide member in a closed position.
2. The bracket of claim 1, wherein said channel is formed between sides of said channel crimped inward forming a dovetail shaped channel.
3. The bracket of claim 2, wherein said channel includes relief grooves formed lengthwise along the base of said sides of said channel.
4. The bracket of claim 1, wherein said ligating slide member further comprises at least one active engagement protrusion for restrainably engaging said orthodontic archwire within said archwire slot.
5. The bracket of claim 1, wherein features of said bracket define a centerline transverse to said archwire slot and useful as a visual aid for positioning said bracket on said tooth surface.
6. The bracket of claim 1, further comprising a vertical slot transverse to said archwire

slot and formed between said archwire slot and a tooth bonding surface of said mounting base, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.

7. The bracket of claim 1, further comprising at least one pair of tie wings formed upon said base transverse to said archwire slot.
8. The bracket of claim 1, wherein said bracket comprises a biocompatible material.
9. The bracket of claim 1, wherein said bracket comprises an injection molded bracket body.
10. The bracket of claim 1, wherein said bracket comprises a cobalt chromium alloy.
11. The bracket of claim 1, wherein said ligating slide member includes an indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
12. The bracket of claim 1, wherein said bracket includes an indent feature opposite said archwire slot from said ligating slide member when said ligating slide member is in an open position exposing said archwire slot, said indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
13. The bracket of claim 1, wherein surfaces of said bracket opposite a tooth bonding surface of said mounting base comprise a convex shape for improving patient comfort, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.
14. The bracket of claim 1, wherein said ligating slide member and said channel comprise a convex shape.
15. The bracket of claim 1, wherein said ligating slide member comprises at least one slide stop protrusion for holding said ligating slide member within said channel when said ligating slide member is in a fully open position exposing said archwire slot.
16. The bracket of claim 1, wherein said mounting base comprises a tooth bonding surface having grooves for improving adhesion to said tooth surface.

17. The bracket of claim 1, wherein said bracket comprises a one-piece injection molded bracket body having said ligating slide member slideably retained within said channel, said channel formed between sides of said channel crimped inward forming a dovetail shaped channel.
18. An improved self-ligating orthodontic bracket, comprising:
- a mounting base for attachment to a tooth surface;
 - an archwire slot formed upon said base and sized for receiving an orthodontic archwire;
 - a channel formed upon said base and transversely oriented to said archwire slot; and
 - a ligating slide member slideably retained within said channel and closeable over said archwire slot for retaining said orthodontic archwire therein, said ligating slide member and said base cooperatively having at least one resilient retention mechanism aligned in coplanar relation to said ligating slide member and capable of exerting retention forces in a direction coplanar with said ligating slide member and, thereby, holding said ligating slide member in a closed position, said at least one resilient retention mechanism having a finger-like shape capable of deflecting in a direction transverse to and coplanar with the direction of slideable travel of said ligating slide member within said channel around a mating protrusion formed at a closing end of said channel.
19. The bracket of claim 18, wherein said finger-like shape makes slight contact with a secondary protrusion formed at said closing end of said channel, said secondary protrusion improving coplanar locking forces exerted on said finger-like shape.
20. The bracket of claim 18, wherein said channel is formed between sides of said channel crimped inward forming a dovetail shaped channel.
21. The bracket of claim 20, wherein said channel includes relief grooves formed lengthwise along the base of said sides of said channel.

22. The bracket of claim 18, wherein said ligating slide member further comprises at least one active engagement protrusion for restrainably engaging said orthodontic archwire within said archwire slot.
23. The bracket of claim 18, wherein features of said bracket define a centerline transverse to said archwire slot and useful as a visual aid for positioning said bracket on said tooth surface.
24. The bracket of claim 18, further comprising a vertical slot transverse to said archwire slot and formed between said archwire slot and a tooth bonding surface of said mounting base, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.
25. The bracket of claim 18, further comprising at least one pair of tie wings formed upon said base transverse to said archwire slot.
26. The bracket of claim 18, wherein said bracket comprises a biocompatible material.
27. The bracket of claim 18, wherein said bracket comprises an injection molded bracket body.
28. The bracket of claim 18, wherein said bracket comprises a cobalt chromium alloy.
29. The bracket of claim 18, wherein said ligating slide member includes an indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
30. The bracket of claim 18, wherein said bracket includes an indent feature opposite said archwire slot from said ligating slide member when said ligating slide member is in an open position exposing said archwire slot, said indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
31. The bracket of claim 18, wherein surfaces of said bracket opposite a tooth bonding surface of said mounting base comprise a convex shape for improving patient comfort, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.

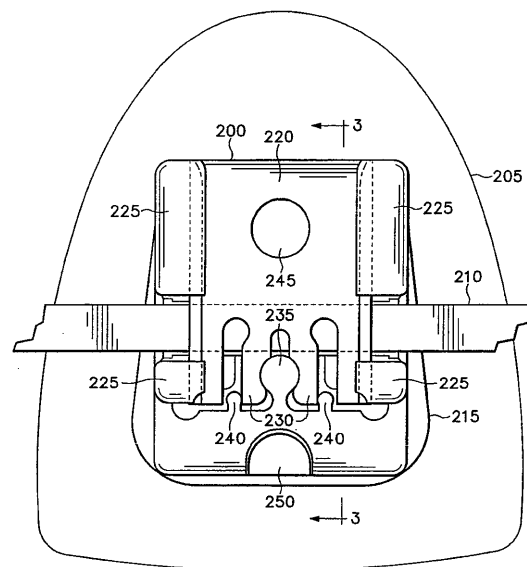
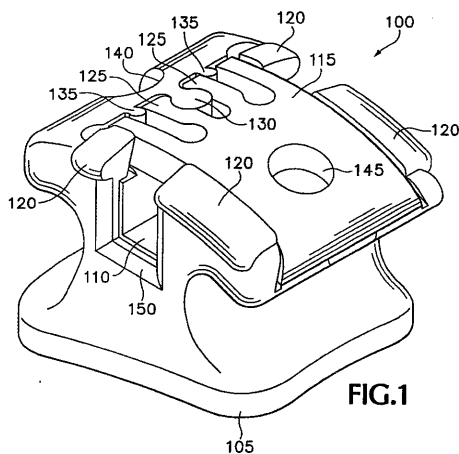
32. The bracket of claim 18, wherein said ligating slide member and said channel comprise a convex shape.
33. The bracket of claim 18, wherein said ligating slide member comprises one or more slide stop protrusion for holding said ligating slide member within said channel when said ligating slide member is in a fully open position exposing said archwire slot.
34. The bracket of claim 18, wherein said mounting base comprises a tooth bonding surface having grooves for improving adhesion to said tooth surface.
35. The bracket of claim 18, wherein said bracket comprises a one-piece injection molded bracket body having said ligating slide member slideably retained within said channel, said channel formed between sides of said channel crimped inward forming a dovetail shaped channel.
36. An improved self-ligating orthodontic bracket, comprising:
- a mounting base for attachment to a tooth surface;
 - an archwire slot formed upon said base and sized for receiving an orthodontic archwire;
 - a channel formed upon said base and transversely oriented to said archwire slot; and
 - a ligating slide member slideably retained within said channel and closeable over said archwire slot for retaining said orthodontic archwire therein, said base having sides defining said channel for receiving said ligating slide member with the upper portion of said sides inclined inward to form a dovetail shaped channel, said ligating slide member and said base cooperatively having at least one resilient retention mechanism aligned in coplanar relation to said ligating slide member and capable of exerting retention forces in a direction coplanar with said ligating slide member and, thereby, holding said ligating slide member in a closed position.
37. The bracket of claim 36, wherein said channel includes relief grooves formed lengthwise along the base of said sides of said channel.

38. The bracket of claim 36, wherein said ligating slide member further comprises at least one active engagement protrusion for restrainably engaging said orthodontic archwire within said archwire slot.
39. The bracket of claim 36, wherein features of said bracket define a centerline transverse to said archwire slot and useful as a visual aid for positioning said bracket on said tooth surface.
40. The bracket of claim 36, further comprising a vertical slot transverse to said archwire slot and formed between said archwire slot and a tooth bonding surface of said mounting base, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.
41. The bracket of claim 36, further comprising at least one pair of tie wings formed upon said base transverse to said archwire slot.
42. The bracket of claim 36, wherein said bracket comprises a biocompatible material.
43. The bracket of claim 36, wherein said bracket comprises an injection molded bracket body.
44. The bracket of claim 36, wherein said bracket comprises a cobalt chromium alloy.
45. The bracket of claim 36, wherein said ligating slide member includes an indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
46. The bracket of claim 36, wherein said bracket includes an indent feature opposite said archwire slot from said ligating slide member when said ligating slide member is in an open position exposing said archwire slot, said indent feature for slideably manipulating said ligating slide member within said channel using an orthodontic tool.
47. The bracket of claim 36, wherein surfaces of said bracket opposite a tooth bonding surface of said mounting base comprise a convex shape for improving patient comfort, said tooth bonding surface for bonding said bracket to said tooth surface.

48. The bracket of claim 36, wherein said ligating slide member and said channel comprise a convex shape.
49. The bracket of claim 36, wherein said ligating slide member comprises at least one slide stop protrusion for holding said ligating slide member within said channel when said ligating slide member is in a fully open position exposing said archwire slot.
50. The bracket of claim 36, wherein said mounting base comprises a tooth bonding surface having grooves for improving adhesion to said tooth surface.
51. The bracket of claim 36, wherein said bracket comprises a one-piece injection molded bracket body having said ligating slide member slideably retained within said channel.

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

The present invention provides an improved self-ligating orthodontic bracket. According to one embodiment, the improved orthodontic bracket includes a mounting base for attachment to a tooth surface, an archwire slot formed upon the base and sized for receiving an orthodontic archwire, a channel formed upon the base and transversely oriented to the archwire slot, and a ligating slide member slideably retained within the channel and closeable over the archwire slot for retaining the orthodontic archwire therein, and wherein the ligating slide member includes at least one coplanar resilient retention mechanism for exerting retention forces coplanar with the ligating slide member for holding the ligating slide member in a closed position. In one embodiment, the improved orthodontic bracket comprises a bracket with a ligating slide member slideably retained within a dovetail shaped channel.



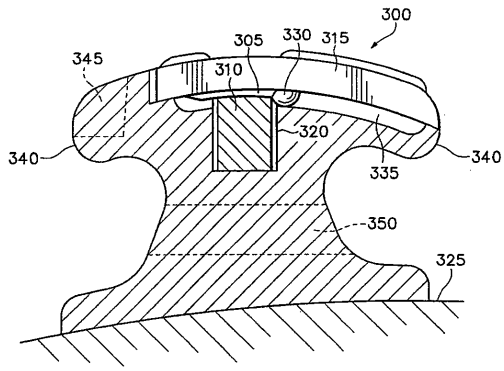


FIG.3

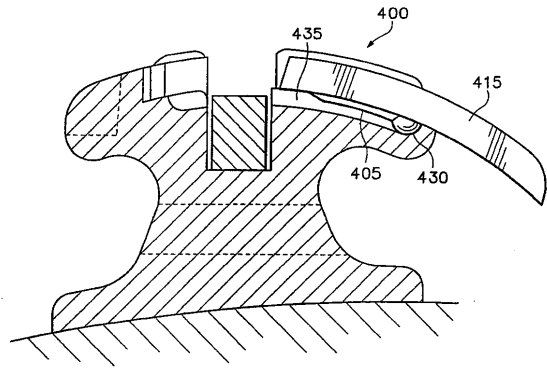


FIG.4

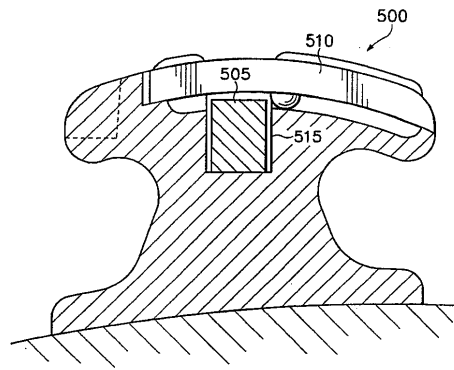


FIG.5

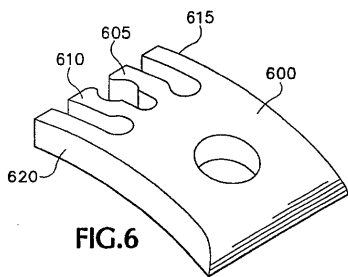


FIG.6

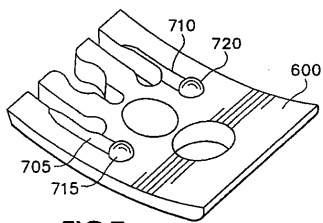


FIG.7

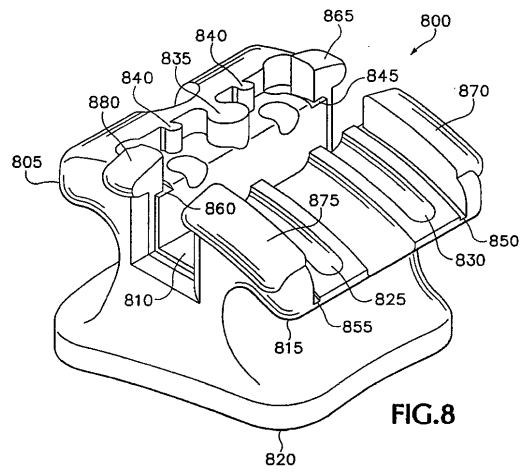


FIG.8

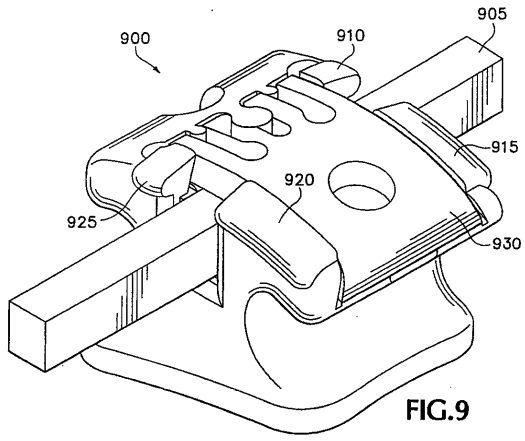


FIG. 9

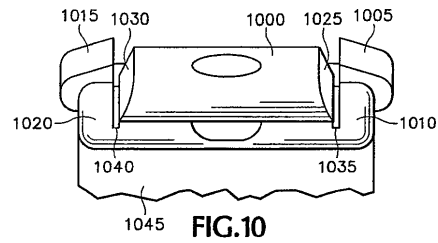


FIG. 10

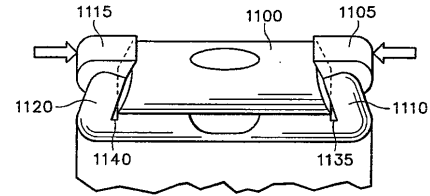


FIG. 11

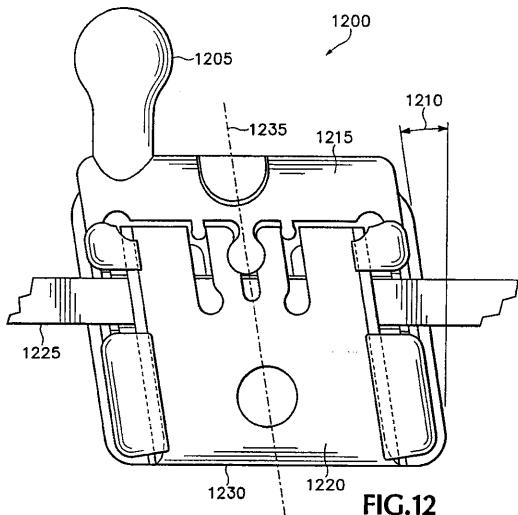


FIG. 12

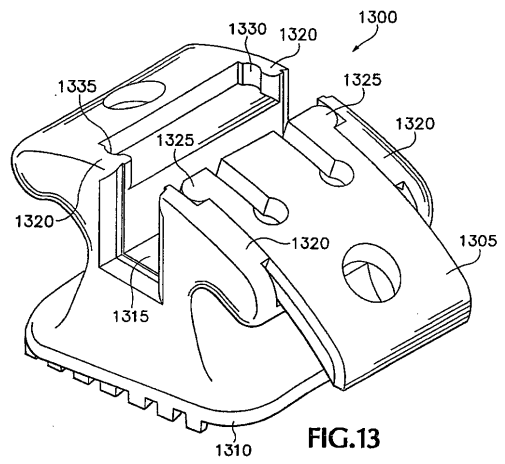


FIG. 13