

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4406004号
(P4406004)

(45) 発行日 平成22年1月27日(2010.1.27)

(24) 登録日 平成21年11月13日(2009.11.13)

(51) Int.Cl.

A61C 7/14 (2006.01)
A61C 7/28 (2006.01)

F 1

A 6 1 C 7/00

B

請求項の数 2 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-508699 (P2006-508699)
 (86) (22) 出願日 平成16年2月9日 (2004.2.9)
 (65) 公表番号 特表2006-520664 (P2006-520664A)
 (43) 公表日 平成18年9月14日 (2006.9.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/003682
 (87) 国際公開番号 WO2004/093713
 (87) 国際公開日 平成16年11月4日 (2004.11.4)
 審査請求日 平成18年11月30日 (2006.11.30)
 (31) 優先権主張番号 10/393,095
 (32) 優先日 平成15年3月20日 (2003.3.20)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 505005049
 スリーエム イノベイティブ プロパティ
 ズ カンパニー
 アメリカ合衆国、ミネソタ州 55133
 -3427, セントポール, ポストオ
 フィス ボックス 33427, スリーエ
 ム センター
 (74) 代理人 100099759
 弁理士 青木 篤
 (74) 代理人 100077517
 弁理士 石田 敏
 (74) 代理人 100087413
 弁理士 古賀 哲次
 (74) 代理人 100123593
 弁理士 関根 宣夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】自己解放式器具を備えた歯列矯正プレース

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯列弓の前歯用の歯列矯正器具の第1セットと、該歯列弓の後歯用の歯列矯正器具の第2セットと、を備える歯列矯正プレースであって、

該第1セットの少なくとも1つの器具と該第2セットの少なくとも1つの器具とが、該器具を歯に接合するための基部と、該基部から延在する本体と、該本体を横切って略近心-遠心方向に延在するアーチワイヤスロットと、該本体に結合され、該アーチワイヤスロットにアーチワイヤを解放自在に保持するラッチと、を有し、該アーチワイヤが該ラッチに対して一定値を超える力を加える場合に、該ラッチが該アーチワイヤスロットから該アーチワイヤを解放し、

該第2セットの少なくとも1つの器具の該一定値が、該第1セットの少なくとも1つの器具の該一定値より大きい、

歯列矯正プレース。

【請求項 2】

歯列矯正器具の第1セットと歯列矯正器具の第2セットとを備える歯列矯正プレースであって、該プレースが、中央切歯用の中央切歯器具と、側切歯用の側切歯器具と、犬歯用の犬歯器具と、第1双頭歯用の第1双頭歯器具と、第2双頭歯用の第2双頭歯器具と、を備え、

各器具が、基部と、該基部から延在する本体と、該本体を横切って略近心-遠心方向に延在するアーチワイヤスロットと、該本体に結合され、該アーチワイヤスロットにアーチ

10

20

ワイヤを解放自在に保持するラッチと、を有し、該アーチワイヤが該ラッチに対して一定値を超える力を加える場合に、該ラッチが該アーチワイヤスロットから該アーチワイヤを解放し、

該第2セットが、該犬歯器具と、該第1双頭歯器具と、該側切歯器具と、のうちの少なくとも1つを含み、該第1セットが、当該プレースの残りの器具を含み、該第2セットの少なくとも1つの器具の該一定値が、該第1セットの少なくとも1つの器具の該一定値より大きい、

歯列矯正プレース。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、歯列矯正治療において不正咬合を矯正するために使用されるプレースまたはプレースの部品に関する。プレースおよびプレース部品は、ブラケットまたは頬面管（バッカルチューブ）等の歯列矯正器具を含み、それは、アーチワイヤをその器具のアーチワイヤスロットに解放自在に保持する解放式ラッチを有する。

【背景技術】

【0002】

歯列矯正治療は、歯科学の分野の中で特殊な種類の治療であり、変位した歯を歯列矯正的に正しい位置に移動させることを含む。歯列矯正治療では、患者の咬合を改善することが多く、通常これにより歯の審美的外観が向上する。

20

【0003】

多くの種類の歯列矯正治療プログラムでは、全体として「プレース」として一般に知られる小さい器具とワイヤとのセットを使用する必要がある。かかる治療プログラムの間、ブラケットとして知られる小型の器具が患者の前歯、犬歯および双頭歯に固定され、各ブラケットのスロット内にアーチワイヤが挿入される。このアーチワイヤが、歯が歯列矯正的に正しい位置に移動するのを案内する軌道を形成する。アーチワイヤの端部は、通常、患者の臼歯に固定される頬面管として知られる小さい器具内に捕らえられる。

【0004】

多くの種類の歯列矯正ブラケットは、アーチワイヤを挿入するために1つの面が開放し残りの面が壁または他の構造によって境界が画されているアーチワイヤスロットを有する。患者の前歯表面に接合されるように意図されているブラケットは、頬唇側（すなわち患者の頬または唇に面する側）または咬合側（すなわち歯の外側先端部に面する側）のいずれかに開放したアーチワイヤスロット有することが多い。しかしながら、ブラケットによつては患者の歯の舌側（すなわち歯の、患者の舌に面する側）に固定されるように意図されるものもあり、それらは通常、舌側または咬合側に開放したアーチワイヤスロットを有する。

30

【0005】

矯正歯科医は、アーチワイヤをブラケットに接続し、アーチワイヤをアーチワイヤスロット内の着座係合する方向に押し付けるためにリガチャーを使用する場合が多い。市販されている歯列矯正用リガチャーの1つの種類は、小型エラストマ製Oリングである。この歯列矯正用Oリングを、アーチワイヤスロットの歯肉側（すなわち患者の歯肉すなわち歯茎に面する側）および咬合側でブラケット本体に接続されている小型ウイング（「タイウイング」として知られる）の周囲に伸ばして装着する。装着されたOリングリガチャーは、タイウイングの後ろ側すなわち舌側の周囲にかつアーチワイヤの唇側上に延在し、アーチワイヤを、アーチワイヤスロットの舌側壁部に接触して完全に着座する位置に向かって押し付ける。

40

【0006】

また、ステンレス鋼で作製されたリガチャーなどの金属製リガチャーを使用して、アーチワイヤをブラケットのアーチワイヤスロット内に保持する。金属製リガチャーは通常、当初は直線状であり後にループにされるワイヤの短い部分から作製される。装着の際、ワ

50

イヤリガチャーをタイティングの周囲に引掛け、アーチワイヤの唇側の上に延在させる。そして、リガチャーの端部を合わせてねじることによりループを形成しリガチャーを適所に保持する。

【0007】

不都合なことに、矯正歯科医には、エラストマ製および金属製リガチャーに完全に満足していない者もいる。かかるリガチャーは、初期装着時にも、アーチワイヤあるいはリガチャーの交換が必要な再装着時にも、装着に幾分か時間がかかる。理解することができるよう、結紮に必要な時間を短縮することにより、医者がその患者に費やさなければならない時間を全体として短縮することができ、したがって歯列矯正治療の費用全体も削減することができる。

10

【0008】

エラストマ製および金属製リガチャーには他の不都合も関連する。例えば、ポリウレタンエラストマ製リガチャーでは治療中に変形および効力の減少があったとの報告がされている。場合によっては、エラストマ製リガチャーは、患者が口に入れる食べ物や飲み物により色が付着し、幾分か見苦しくなる。金属製リガチャーは、端部が尖っているため、そこに歯垢や食べ物のかすが残り、炎症を起こす危険が高まる可能性がある。

【0009】

従来のリガチャーに関する問題を克服するために、アーチワイヤをブラケットに結合するさまざまな種類のラッチを有する種々の歯列矯正ブラケットが提案されてきた。かかるブラケットは自己結紮式ブラケットとしても知られている。このラッチには、可動クリップ、バネ部材、カバー、シャッタ、ベイル、またはアーチワイヤをアーチワイヤスロットに保持するようにブラケット本体に接続される他の構造が含まれる。

20

【0010】

米国特許第3,772,787号明細書、同第4,248,588号明細書および同第4,492,573号明細書には、略U字型の結紮ラッチクリップを有する自己結紮式歯列矯正ブラケットの例が記載されている。一般に、かかるブラケットのクリップはブラケット本体に摺動自在に取り付けられており、アーチワイヤスロットを開閉するために必要な場合、歯科探針あるいは他の小型で先端の尖った歯科工具を用いて、このクリップを本体に対して移動させる。商標名「スピード(S p e e d)」のブラケットとして知られる自己結紮式ブラケットもまた、アーチワイヤをブラケットに結紮するための可動式で略U字型のクリップを有する。

30

【0011】

他の種類の自己結紮式ブラケットは、スロット開放位置とスロット閉鎖位置との間を枢支移動する、旋回型シャッタまたはクロージャに似たラッチを有する。例えば、米国特許第4,712,999号明細書に示されているブラケットは、一端がスロットの一方の側に沿ったブラケットのタイティングに枢支結合され、他端がそのアーチワイヤスロットの反対側に沿って位置するタイティングと解放自在に係合可能である回転式カバーブレートを有する。旋回型ラッチを備える他の歯列矯正ブラケットは、米国特許第4,103,423号明細書、同第5,516,284号明細書および同第5,685,711号明細書に記載されている。

40

【0012】

米国特許第4,371,337号明細書および同第4,559,012号明細書には、アーチワイヤスロットの長手方向軸を中心に回転するラッチを有する自己結紮式歯列矯正ブラケットが記載されている。これらの文献のラッチは、形状が幾分か円柱状であり、嵌合する円柱状の溝に回転自在に収容されるものであり、このラッチをスロット開放位置とスロット閉鎖位置との間で回転自在に移動するのを補助するように、外側に延出するアームが設けられている。

【0013】

米国特許第5,711,666号に記載されている自己結紮式歯列矯正ブラケットは、可撓性の平坦なバネ部材を含むラッチを有する。このバネ部材の一端は、アーチワイヤス

50

ロットの片側でブラケット本体に固定されており、反対側の端部は、バネ部材がスロット閉鎖位置に移動するとラッチ掛け金あるいは留め金に解放自在に係合するノッチを有する。スロットを開放するには、ノッチを留め金から外し、アーチワイヤスロットからアーチワイヤを取り除くことができるために十分な方向にバネ部材を折り曲げる。

【0014】

他の種類の自己結紮式歯列矯正ブラケットは、スロット開放位置とスロット閉鎖位置との間で摺動可能な本質的に平坦なプレートを含むラッチを有する。かかる構造の例は米国特許第5,094,614号明細書、同第5,322,435号明細書および同第5,613,850号明細書に示されている。一般に、これらの文献に記載されている摺動式ラッチは、アーチワイヤスロットの頬唇側に位置する直立した溝内を移動する。

10

【0015】

これまで提案された別の種類の自己結紮式ブラケットは、ペイルと同様に機能するワイヤ材料で作製されたラッチを有する。米国特許第4,149,314号明細書、同第4,725,229号明細書および同第5,269,681号明細書に記載されている歯列矯正ブラケットは、スロット開放位置とスロット閉鎖位置との間で旋回するワイヤのようなラッチを有する。米国特許第4,260,375号明細書に記載されている歯列矯正ブラケットは、スロット開放位置とスロット閉鎖位置との間で摺動自在なワイヤラッチを有する。

【0016】

改良された自己結紮式歯列矯正ブラケットについて、「自己解放式ラッチを備えた歯列矯正器具(ORTHODONTIC APPLIANCE WITH SELF-RELEASE SING LATC H)」と題する2つの係属中のPCT出願、国際公開第01/22901号パンフレットおよび米国特許出願第02/09896号明細書に記載されている。これらの出願に記載されている器具は、アーチワイヤスロットにアーチワイヤを保持するラッチを有し、そのラッチは、アーチワイヤが器具に対して一定の最小値を超える力を加えた場合にアーチワイヤスロットからアーチワイヤを解放する。この最小値は、同じ方向において器具を歯から脱離させるために必要な力より大幅に小さく、したがって、治療中に器具が歯から自発的に脱離しないことを保証するのに役立つ。

20

【0017】

上述したPCT出願に記載されている器具のいくつかの実施形態では、アーチワイヤを、ラッチに対して押すことによりアーチワイヤスロット内に挿入する場合がある。ラッチは、手用の道具または他の工具を必要とすることなく自己開放するように構成される。したがって、かかる器具は、アーチワイヤを器具に結合するために必要な時間を大幅に縮小することができるという点で、医者に対し非常に有利である。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

しかしながら、歯列矯正患者によっては、歯が激しく不正咬合である場合がある。たとえば、歯列弓に沿った1つの歯の位置が、隣接する歯と大幅にずれている場合がある。別の例として、歯のうちの1つが、その長軸を中心とする回転方向において思わしくない向きにシフトしている場合もある。さらに、1つまたは複数の歯が、位置がずれるとともにそれらの長軸を中心に回転している場合もある。かかる不正咬合は審美的でないと考えられ、咀嚼中に歯の通常の機能に悪影響を与える可能性がある。

40

【0019】

上述したPCT出願に記載されている歯列矯正器具は、不正咬合の治療においては有利であることが分かった。しかしながら、上記例において説明したような深刻な不正咬合の場合、アーチワイヤをアーチワイヤスロットに着座させるために、不正咬合の歯に隣接するアーチワイヤの部分を相当な程度まで曲げることが必要な場合がある。場合によっては、このように局部的に曲げることにより、ラッチが開放しアーチワイヤを解放する程度までアーチワイヤのラッチに対する力が大きく増大する可能性がある。局部的な曲げの半径

50

が比較的小さい場合、またはアーチワイヤが比較的堅い場合、アーチワイヤによって加えられる力ははるかに大きくなる可能性がある。

【0020】

理解することができるよう、上述した器具のアーチワイヤスロットからアーチワイヤが不注意に早まって解放されることは、可能な限り避けた方がよい。アーチワイヤが不注意に解放される場合、患者は歯列矯正医のところに戻り、治療を再開することができるようアーチワイヤを再び挿入してもらわなければならない。しかしながら、歯列矯正がアーチワイヤをより堅くないアーチワイヤと取り替えるか、または別法としてアーチワイヤのアーチワイヤスロットへの固定を助けるためにリガチャーを使用しない限り、不注意の解放は将来再び起こる可能性がある。いずれの場合も、これらの器具の利点が損なわれる。10

。

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明は、自己解放式ラッチを有する器具を備える歯列矯正プレースにおける改善に関する。各器具のラッチは、アーチワイヤが一定値を超える力をラッチに加える場合にアーチワイヤをアーチワイヤスロットから解放する。有利には、この一定値（すなわち「解放値」）は、いくつかの器具に対し、歯列弓に沿った他の器具に比較して高く、それにより、深刻な不正咬合の場合であってもアーチワイヤが不注意に解放される可能性が低くなる。20

【0022】

さらに、いくつかの歯に対して他の歯に加わる力より高いレベルの力が加えられる場合、歯列矯正治療プログラムの効率を向上させることができる。たとえば、口腔の後方部分に位置する歯の歯根は、前方部分に位置する歯の歯根より大きい。歯列弓に沿った歯周韌帯における応力／ひずみ分布と歯の移動の割合とをおよそ同じに維持するためには、一般に、前歯に比較して後歯の方がより大きい力が必要となる。したがって、場合によっては、後方の器具のラッチを、前方の器具の解放値より高い解放値を提供するように構成することが有利である。

【0023】

解放値が器具によって異なることにより、同様に他の利点が得られる。たとえば、医者は、歯周韌帯が最も有効な方法で1つまたは複数の歯根の移動に応答するよう、ラッチの解放値によって確定されるようにアーチワイヤが歯に加える力の最大量を制限するように選択することができる。解放値を制限することはまた、患者が受ける可能性のある苦痛の量を制限するのにも役立つ。さらに、アーチワイヤに力を加える傾向のある歯列矯正用強制モジュール（II級またはIII級矯正装置等）の隣に位置する器具に対して、より高い解放値が望ましい場合がある。30

【0024】

より詳細には、一態様における本発明は、歯列弓の前歯用の歯列矯正器具の第1セットと、歯列弓の後歯用の歯列矯正器具の第2セットと、を備える歯列矯正プレースに関する。第1セットの少なくとも1つの器具と第2セットの少なくとも1つの器具とは、器具を歯に接合するための基部と、基部から延在する本体と、本体を横切って略近心-遠心方向に延在するアーチワイヤスロットと、本体に結合されアーチワイヤスロットにアーチワイヤを解放自在に保持するラッチと、を有する。ラッチは、アーチワイヤがラッチに対して一定値を超える力を加える場合に、アーチワイヤスロットからアーチワイヤを解放する。第2セットの少なくとも1つの器具に対する一定値は、第1セットの少なくとも1つの器具の一定値より大きい。40

【0025】

本発明の別の実施形態は、歯列矯正器具の第1セットと歯列矯正器具の第2セットとを備える歯列矯正プレースに関する。本プレースは、中央切歯用の中央切歯器具と、側切歯用の側切歯器具と、犬歯用の犬歯器具と、第1双頭歯用の第1双頭歯器具と、第2双頭歯用の第2双頭歯器具と、を備える。各器具は、基部と、基部から延在する本体と、本体を

50

横切って略近心 - 遠心方向に延在するアーチワイヤスロットと、本体に結合されアーチワイヤスロットにアーチワイヤを解放自在に保持するラッチと、を有する。ラッチは、アーチワイヤがラッチに対して一定値を超える力を加える場合に、アーチワイヤスロットからアーチワイヤを解放する。第2セットは、犬歯器具と、第1双頭歯器具と、側切歯器具と、のうちの少なくとも1つを含み、第1セットは、プレースの残りの器具を含む。第2セットの少なくとも1つの器具に対する一定値は、第1セットの少なくとも1つの器具の一定値より大きい。

【0026】

本発明はまた、歯列矯正器具の第1セットと、歯列矯正器具の第2セットと、歯列矯正器具の第1および第2セットに結合された歯列矯正アーチワイヤと、を備える歯列矯正プレースに関する。各器具は、基部と、基部から延在する本体と、本体を横切って略近心 - 遠心方向に延在するアーチワイヤスロットと、本体に結合されアーチワイヤスロットにアーチワイヤを解放自在に保持するラッチと、を有する。ラッチは、アーチワイヤがラッチに対して一定値を超える力を加える場合に、アーチワイヤスロットからアーチワイヤを解放する。アーチワイヤは、器具のアーチワイヤスロットに収容されると凹状部分を含む唇側を有する。器具の第2セットは、アーチワイヤの凹状部分に隣接する少なくとも1つの器具を含み、器具の第1セットは、プレースの残りの器具を含む。第2セットの少なくとも1つの器具に対する一定値は、第1セットの少なくとも1つの器具の一定値より大きい。

【0027】

本発明のさらなる詳細は、特許請求の範囲の特徴において定義される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

図1は、歯列矯正治療を受けている歯列矯正患者の口腔の一例を示す。この患者の上歯列弓23の歯には、第1の歯列矯正プレース22が結合されており、下歯列弓25の歯には、下歯列矯正プレース24が結合されている。各プレース22、24は、後により詳細に説明するように、器具のスロットに収容されるアーチワイヤとともに、歯列矯正器具のセットを含む。

【0029】

図2は、下歯列弓25と下プレース24との拡大図であり、歯の外側すなわち咬合先端に向かって下向きの方向に見ている。下歯列弓は、左象限26と右象限28とを含む。象限26、28の各々は、中央切歯30と、側切歯32と、犬歯34と、下第1双頭歯36と、第2双頭歯38と、を含む。さらに、象限26、28の各々は、第1臼歯40と第2臼歯42とを含む。

【0030】

図2に示す下歯列弓25の図は、歯列の単なる一例であり、多くの変形が可能である。たとえば、永久歯のいくつかがまだ生えていない青年期の患者に起こる可能性があるようには、患者に図示した歯のうちの1つまたは複数がない場合がある。あるいは、特に歯列弓の全体サイズが比較的小さい場合に、叢生を低減するために歯列矯正治療の前に1つまたは複数の歯が取り除かれている場合もある。さらに、下歯列弓25は、図面には示さないが、親知らずとしても知られる第3臼歯を含む場合もある。

【0031】

下プレース24は、下象限26、28の歯に接続された1組の器具を含む。特に、下象限26、28の各々の下プレース24は、中央切歯30に結合された中央切歯器具44と、側切歯32に結合された側切歯器具46と、犬歯34に結合された犬歯器具48と、を含む。下プレース24はまた、各象限26、28に沿って、第1双頭歯36に結合された第1双頭歯器具50と、第2双頭歯38に結合された第2双頭歯器具52と、第1臼歯40に結合された第1臼歯器具54と、第2臼歯42に結合された第2臼歯器具56と、を含む。

【0032】

10

20

30

40

50

任意に、歯列矯正医の選択により、上述した器具のうちの1つまたは複数を省略してもよい。たとえば、第2臼歯56がまだ完全に生えていない場合、歯列矯正医は、少なくとも治療の初期段階において第2臼歯器具56を省略するように選択してもよい。別の選択として、中央切歯器具44および側切歯器具46が全く同じであってもよく、代りに「下前歯器具」と呼んでもよい。

【0033】

下プレース24はまた、弾性材料から作製されるアーチワイヤ58も含む。適当な材料には、たとえば、ニチノールとステンレス鋼との合金等の金属材料がある。アーチワイヤ58は、全体的に略「U」字型形状であり、象限26、28の両方に沿って延在する。

【0034】

自己解放式器具の代表的な例は、図3～図5の拡大図に示す器具60である。図示する器具60は、特に上中央切歯で使用するのに適しているが、器具44～52等の残りの器具に略類似している。

【0035】

器具60は、器具60を上中央切歯のエナメルに接着剤を用いて直接接合するための基部62を有する。基部62は、歯表面の凸状の複合彎曲に一致する外側に面する凹状の複合彎曲を有することが好ましい。任意に、基部62に、器具60を歯表面に直接接合するのを容易にする、溝、粒子、凹部、アンダーカット、化学結合強化材料もしくは他の任意の材料または構造もしくは上述したものの任意の組合せを設けてもよい。

【0036】

本体64は、基部62から略頬唇側方向に外側に向かって延在する。本体64は、間隔が空けられた一対の近心タイディング66と、間隔が空けられた一対の遠心タイディング68と、を有する。アーチワイヤスロット70は、本体64を横切って略近心-遠心方向に、かつ近心タイディング66の対によって与えられる空間と遠心タイディング68の対の間に与えられる空間との間に延在する。任意に、タイディング66、68を省略してもよい。

【0037】

本体64はまた、最外近心フランジ72に結合された近心に延在する支持部71と、最外遠心フランジ74に結合された遠心に延在する支持部73と、を有する。フランジ72、74の各々は、立面図において幾分か半円形形状を有するが、他の形状もまた可能である。フランジ72、74は、それぞれ支持部71、73と一体であることが好ましいが、別の選択として、フランジ72、74を、まず別々に製造した後に本体64の残りの部分に付着させてもよい。

【0038】

器具60はまた、アーチワイヤをアーチワイヤスロット70に解放自在に保持するためには本体64に結合されたラッチ76も有する。本実施形態では、ラッチ76は、近心クリップ78と遠心クリップ80とを有するが、他の代替形態もまた可能である。たとえば、ラッチ76は、任意に近心タイディング66の対と遠心タイディング68の対との間に位置する単一クリップのみを有してもよい。

【0039】

図6および図7に遠心クリップ80のみを示す。それは、全体として略「C」字型形状である。遠心クリップ80は、第1部分82と、第1部分82に対向する第2部分84と、を有する。それらの通常の弛緩した形状では、第1部分82と第2部分84とは略平行方向に延在する。第1部分82が第2部分84から間隔が空けられていることにより、アーチワイヤを収容する領域86が与えられる。

【0040】

クリップ80はまた、第1部分82と第2部分84とを相互に連結する第3部分88も有する。本体64に組み立てられると、第3部分88は、図4を参照して理解することができるように基部62の頬唇側面に沿って略咬合-歯肉方向に延在する。第3部分88は、咬合-歯肉方向に第1部分82および第2部分84を越えて延在し、曲線状の突出した

10

20

30

40

50

最外咬合側角 90 と、曲線状の突出した最外歯肉側角 92 と、において終端する。

【0041】

図4に示すように、角 90、92 は、クリップ80が本体64に組み立てられた時に基部62の頬唇側に接することが好ましい。しかしながら、第3部分88の中央部分は、基部62の頬唇側からわずかに間隔が空けられている。かかる構成により、クリップ80が基部62に2つの位置で接し使用中に近心・遠心基準軸を中心に過度に振動しないことが保証される。

【0042】

図6および図7に示すように、クリップ80はまた、アーチワイヤ収容領域86と連通する凹部94も有する。凹部94は、第3部分88の延在する方向に対して平行であり咬合・歯肉基準軸に対して略平行である方向において領域86より小さい。凹部94の入口において、第1部分82および第2部分84には、互いに向かって内側に延在する一対の対向する突起96が形成されている。また、第1部分82および第2部分84の反対側には、各々、夫々の隣接する突起96に対向するノッチ98が形成されている。

【0043】

クリップ80はまた、互いに向かって内側に延在する一対のアーム部100、102も有する。アーム部100、102の頬唇側縁は、近心・遠心基準軸を中心に弧状に平滑に湾曲している。アーム部100の場合、この平滑な外側湾曲は、第1部分82の歯肉側を越えて歯肉方向に延在する。アーム部102の場合、平滑な外側湾曲は、第2部分84の咬合側を越えて咬合方向に延在する。

【0044】

図3～図7では、クリップ80を、その標準的な弛緩した向きにあるように示す。しかしながら、アーム部100、102は、望ましい場合にアーチワイヤをアーチワイヤ収容領域86に入れるために互いから離れる方向に移動することができる。このために、第1部分82および第2部分84は、アーム部100、102が互いから離れる方向に移動することができるように、互いから離れる方向に夫々弧状に曲がる。

【0045】

アーム部100、102の頬唇側の平滑な外側湾曲により、アーチワイヤをアーム部100、102の外側の湾曲した縁に対して押すことによってクリップ80が開きアーチワイヤを領域86内に入れることができる。アーチワイヤにより湾曲した縁に圧力が加えられると、アーチワイヤを領域86内に入れるために第1部分82および第2部分84が互いから離れる方向に撓む。アーチワイヤが領域86に収容されると、クリップ80の固有の弾性、特に第1部分82および第2部分84の弾性により、アーチワイヤをアーチワイヤスロット70に保持するために、アーム部100、102が互いに向かってかつ図に示すようなそれらの標準の弛緩した形状まで跳ね返る。

【0046】

図7aは、クリップ80の第1部分82の断面図である。図示するように、この断面の形状は矩形である。第1部分82は、頬唇側・舌側基準軸に沿って延在する長手方向軸を有し、近心および遠心壁85とともに咬合および歯肉壁83を有する。壁83、85は、角のない器具に好ましいように互いに実質的に垂直である。アーム部100、102と同様に、第2部分84および第3部分88を含むクリップ80の他の領域において、壁の向きは同様である。図には明確には示さないが、壁間の交差部分は曲線状である。

【0047】

図7bは、図7aに幾分か類似する図であるが、本発明の別の実施形態によるクリップ180の一部を示す。クリップ180の形状は、近心または遠心方向で見ると、クリップ80の形状に類似する形状である。しかしながら、本実施形態では、クリップ180の第1部分182は、近心および遠心壁185に対して90度以外の角度で方向付けられた咬合および歯肉壁183を有する。クリップのアーム部と同様に第2および第3部分に含まれる、クリップ180の他の領域においても壁の向きは同様である。

【0048】

10

20

30

40

50

クリップ 180 の断面形状は、直角がない偏菱形または平行四辺形に似ている。かかる構成は、タイワイングおよび / または器具本体の近心および遠心側に対して同様の角度で延在するアーチワイヤスロットを有する「角付き」器具として知られる器具の組合せで使用される場合に特に有利である。これらの例では、クリップが占める総面積を、その断面積またはその結果としての強度および疲れ寿命を過度に低減することなく同じに維持することができる。

【0049】

クリップ 80 を器具 60 の残りの部品と組み立てるために、基部 62 を本体 64 に付着させる前に、クリップ 80 を適所に置くことが好ましい。組立ての際、クリップ 80 を、遠心フランジ 74 と本体 64 の残りの部分との間の空間において頬唇側方向に移動させ、アーム部 100、102 を、支持部 73 が領域 86 に収容され得るために十分な距離引き離す。そして、支持部 73 が凹部 94 に収容されるまでクリップ 80 を頬唇方向にさらに移動させる。

【0050】

次に、クリップ 78 を同様に取り付けた後、蝶付けまたは溶接（レーザ溶接を含む）等の適当なプロセスにより、基部 62 を本体 64 に付着させる。基部 62 が本体 64 に付着すると、クリップ 80、特に第 3 部分 88 を、支持部 73 と基部 62 との間で捕え、その後適所に保持する。この時点で、図 3 および図 4 を比較することによって理解することができるよう、領域 86 はアーチワイヤスロット 70 に位置合せされている。

【0051】

アーチワイヤによって器具 46 に加えられる力が、略頬唇側方向に（より詳細には、アーチワイヤのアーチワイヤスロット 70 への挿入の方向に対して反対の方向に）おいて一定の最小値を下回る限り、クリップ 80（第 1 部分 82 および第 2 部分 84 を含む）は、治療の間アーチワイヤをアーチワイヤスロット 70 に保持するために十分堅い。しかしながら、予想できないほど大きい力がもたらされる場合に発生する可能性があるように、アーチワイヤが器具 46 に対し同じ方向に加える力が最小値を超える場合、第 1 部分 82 および第 2 部分 84 は外側に撓み、アーム部 100、102 が互いから離れる方向に移動することによりクリップ 78 が開き、アーチワイヤがアーチワイヤスロット 70 から解放されることになる。

【0052】

ラッチ 76 の自己解放（すなわち、自己開放）に対する最小値は、器具 60 を関連する歯から脱離するために同じ方向に必要な力より実質的に小さいことが好ましい。ラッチ 76 の自己解放のための最小値は、器具 60 を関連する歯から脱離するために同じ方向に必要な力の約 1/2 未満であることが好ましい。たとえば、器具 60 と関連する歯との間の接着接合の予測される接合強度が、頬唇方向 161 b s (7.2 k g) である場合、ラッチ 76 を、アーチワイヤが器具 60 に対し同じ頬唇方向に約 81 b s (3.6 k g) より幾分か大きい力を加える場合に、アーチワイヤを自己解放するように構成する。

【0053】

ラッチ 76 を解放する力を確定するために、長手方向に横切る部分にアーチワイヤスロット 70 の断面積を補完する（すなわち、実質的に満たす）面積を有するアーチワイヤ部分を選択する。次に、吊具を組み立てて、アーチワイヤ部分の、近心フランジ 72 および遠心フランジ 74 に極めて隣接するが接触しない場所に結合する。任意に、吊具をアーチワイヤ部分に溶接または蝶付けする。次に、アーチワイヤ部の長手方向軸がアーチワイヤスロット 70 の長手方向軸に対して傾かないことを確実にするように注意して、器具 60 が静止位置にある間に器具 60 から吊具を引き離す。ラッチ 76 を解放する力を、0.5 インチ / 分 (1.3 cm / 分) のクロスヘッド速度を用いて、吊具に結合されたインストロン (Instron) 試験装置を使用することによって確定してもよい。別法として、力変換器（ニューヨーク州バッファローの P C B (P C B (Buffalo, New York)) 製のモデル 208 C 01 等）とともに加振装置（カリフォルニア州カールスバッドの A P S ダイナミクス (A P S Dynamics (Carlsbad, Calif.

10

20

30

40

50

o r n i a) 製のモデル 3 0 0 等) を使用して力を測定してもよい。

【 0 0 5 4 】

自己解放ラッチ 7 6 は、歯から器具 6 0 が自発的に脱離する可能性が実質的に低減するため、医者には有益である。たとえば、医者が、アーチワイヤスロット 7 0 に比較的大型のアーチワイヤを配置しようと試み、医者がアーチワイヤを解放するとすぐにラッチ 7 6 が自己解放する場合、医者は、器具 4 6 が歯表面から外れないようにそれほど堅くないアーチワイヤをその適所で使用することができる。別の例として、アーチワイヤが最初にアーム部 1 0 0 、 1 0 2 によってアーチワイヤスロット 7 6 内に保持され、後にアーチワイヤが器具 4 6 により大きい力を加える場合(たとえば、患者が比較的硬い食べ物を咀嚼している場合等、アーチワイヤに硬い物がぶつかる場合に起こり得るように)、アーム部 1 0 0 、 1 0 2 はそれらのスロット開放位置まで広がることによりアーチワイヤを解放するため、器具 6 0 は歯から脱離しない。そして、基部 6 2 を関連する歯に接合しなおす必要なく単にアーチワイヤをアーチワイヤスロット 7 0 に再度係合することにより、治療を再開することができる。10

【 0 0 5 5 】

アーム部 1 0 0 、 1 0 2 の対向する端部の間の間隔は、治療中に使用されることが予測される最小アーチワイヤの全咬合 - 歯肉寸法より小さいことが好ましい。アーチワイヤは、アーチワイヤスロット 7 0 を埋める必要はなく、単にすべての場合においてアーチワイヤスロット 7 0 を画定する壁部分に係合すればよい。たとえば、治療プログラムの一部において、幾分かより小さいワイヤ、恐らくは円形断面形状を有するアーチワイヤを使用してもよい。アーム部 1 0 0 、 1 0 2 の対向する端部の間の間隔は、断面形状の異なる種々のアーチワイヤを器具 4 6 に関して使用することができるよう選択されることが好ましい。20

【 0 0 5 6 】

遠心クリップ 8 0 は近心クリップ 7 8 と同一であることが好ましい。しかしながら、任意に、クリップ 7 8 、 8 0 を、いくつかの環境に対処するように幾分か異なるように構成することが可能である。たとえば、不正咬合の歯が、最初にその近心側が舌側方向に回転するような向きである場合、アーチワイヤをアーチワイヤスロット 7 0 から解放するために、アーチワイヤを遠心クリップ 8 0 から解放するために必要な力に比較して幾分か大きい力が必要であるように、近心クリップ 7 8 の堅さを増大させることが望ましい場合もある。他の選択もまた可能である。30

【 0 0 5 7 】

任意に、平坦な金属原材料からばねクリップ 7 8 、 8 0 を切断する。適當な金属材料には、ニチノールおよびベータチタンの合金等の形状記憶合金がある。クリップ 7 8 、 8 0 を、打抜き、型抜き、化学エッチング、 E D M (放電加工) 、レーザ切断またはウォータージェット切断プロセスを用いて原材料から切断してもよい。別の選択として、クリップ 7 8 、 8 0 を成形した後、熱処理してこれらの形状を調節してもよい。

【 0 0 5 8 】

目下好ましくは、クリップ 7 8 、 8 0 を、酸洗い面を有する平坦な焼きなましされた超弾性材料(ニチノール等)から作製する。好ましいニチノール材料は、 5 5 . 9 7 重量% のニッケル含有量と 1 0 ° ± 5 ° の A f とを有する。ニチノールは、 3 7 . 5 % まで冷間加工され、厚さは約 0 . 0 1 2 インチ(0 . 3 mm)から約 0 . 0 1 6 インチ(0 . 4 mm)までの範囲である。最初に、クリップ 7 8 、 8 0 を荒削り E D M プロセスで切削し、その後、縁を平滑にするために E D M プロセスを用いてさらに 1 回または複数回これらの縁に沿って切削する。さらに、レーザ切断プロセスまたは化学エッチングプロセスを用いてクリップ 7 8 、 8 0 を作製することも可能である。クリップ材料の長手方向またはクリップ材料の粒子流の主方向が第 1 部分 8 2 および第 2 部分 8 4 の延在する方向(すなわち、略頬唇側方向)に対して実質的に平行であるように、クリップ 7 8 、 8 0 を構成する。40

【 0 0 5 9 】

E D M 、レーザ切断または化学エッチングプロセスに続き、クリップ 7 8 、 8 0 を、そ50

れらの縁にさらに丸みを付けるためにタンブリングする。適當なタンブリング機の一例は、リッチウッド・インダストリーズ (Richwood Industries) 製のモデル LC - 600 - 2 + 2 である。小型バレルと 200 rpm の加工速度を用いることにより、クリップを約 2 時間 500 cc の水およびタンブリング媒体でタンブリングする。適當なタンブリング媒体の一例は、すべてリッチウッド・インダストリーズ製の 500 cc のセラミック媒体 (成形 ACC、タイプ M、サイズ 3 / 16 × 3 / 8 (4.7 mm × 9.5 mm)) と、25 cc の白いアルミニウム粉末 40 番と、25 cc の粉末石鹼化合物 43 番との混合物である。そして、タンブリングしたクリップを、溶剤のタンク内の超音波スクリーンバレルで半時間研磨する。適當な溶剤の一例は、3 リットルの消イオン水と、3 リットルの酸洗い溶液と、0.6 リットルの過酸化水素と、である。適當な酸洗い溶液は、カリフォルニア州ロサンゼルスのアヤ・インターナショナル (Ay a International (Los Angeles, California)) 製の No. T I 121 酸洗い溶液である。

【0060】

有利には、図 6 および図 7 に示すようなクリップ 78 の形状により、クリップ 78 の予測された有用な耐用期間が延長されるように、開放および閉鎖移動中における最大ひずみおよび応力が低減する。この態様に関するさらなる詳細については、ラッチ 76 および/または器具 60 の他の代替構成とともに、2002 年 11 月 4 日に出願され「ラッチを保持する耐疲労性アーチワイヤを備えた歯列矯正器具 (ORTHODONTIC APP L IANCE WITH FATIGUE - RESISTANT ARCHWIRE RETAINING LATCH)」と題する本出願人による係属中の米国特許出願第 10 / 287,089 号明細書に記載されている。

【0061】

器具 44 ~ 52 は、幾分か器具 60 に類似し、したがって、同様の特徴の詳細な説明については繰り返す必要はない。しかしながら、他のいくつかの特徴を、関連する歯とより適切に機能するように変更した場合は適合させることができが好ましい。たとえば、基部の曲率を、対応する歯の曲率と一致するように変更することが好ましい。さらに、近心 - 遠心方向における器具の全幅を、関連する歯の幅に対する対応する関連において増大しても低減してもよい。さらに、各器具を、トルクおよび角度値が提案された治療計画につき対応する歯に対して適当であるように構成する。

【0062】

任意に、第 1 臼歯器具 54 および第 2 臼歯器具 56 は、上述した器具 44 ~ 52 と幾分か類似する。別の選択として、臼歯器具 54、56 の一方または両方は、2002 年 11 月 4 日に出願され「歯列矯正治療のための臼歯器具 (MOLAR APP L IANCE FOR ORTHONDONTIC THERAPY)」と題する本出願人による係属中の米国特許出願第 10 / 287,165 号明細書に記載されている器具に類似する。さらに別の選択として、臼歯器具 54、56 の一方または両方は、米国特許出願第 4,820,151 号明細書および同第 4,927,362 号明細書に記載されている頬面管器具等の頬面管として知られる器具を備えてよい。

【0063】

左および右象限 26、28 に関連する器具 44、46、48 は、下歯列弓の前歯 (すなわち、中央切歯、側切歯および犬歯) のための器具の第 1 セットを備える。下の左および右象限 26、28 に関連する器具 50、52 および 54 は、下歯列弓の後歯 (すなわち、双頭歯および臼歯) のための器具の第 2 セットを備える。上述したように、各器具 44 ~ 52 は、アーチワイヤスロットにアーチワイヤ 58 を解放自在に保持するラッチを有する。ラッチは、アーチワイヤが、解放値、すなわち 'R' としても知られる一定の値を超える力をラッチに加えた場合に、アーチワイヤスロットからアーチワイヤを解放する。この解放値は、第 2 セット (すなわち、後歯のための器具のセット) のうちの少なくとも 1 つの器具に対する方が、第 1 セット (すなわち、前歯のための器具のセット) のうちの少なくとも 1 つの器具の解放値より大きい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

さらに、各象限に対し、中央切歯器具 4 4 と第 2 双頭歯器具 5 2 とのうちの少なくとも一方の解放値より、犬歯器具 4 8 、第 1 双頭歯器具 5 0 および側切歯器具 4 6 のうちの少なくとも 1 つの解放値の方が大きい。犬歯 4 8 は、歯列弓の隣接する歯からずれる頻度が高い。さらに、アーチワイヤ 5 8 の湾曲部の半径は、犬歯 3 4 に隣接する領域において他より小さいことが多い。結果として、アーチワイヤ 5 8 は、器具 4 6 、 4 8 および 5 0 のラッチに対し歯列弓の残りの器具より大きい力を加える傾向にある。

【 0 0 6 5 】

上述した解放値は、アーチワイヤ 5 8 の湾曲部の半径がアーチワイヤ 5 8 の他の領域に比較して比較的小さいアーチワイヤ 5 8 の領域に隣接する器具のうちの少なくとも 1 つに対してより大きいことが好ましい。かかる構成は、アーチワイヤ 5 8 が関連する器具のラッチから無意図的に解放しないことを確実にするのに役立つ。10

【 0 0 6 6 】

図 8 ~ 図 10 は、治療中に見受けられる可能性のある不正咬合の 3 つの例を表す。図 8 では、側切歯 3 2 が、下右象限 2 8 の残りの歯 3 0 、 3 4 ~ 4 2 からずれている。代りに、側切歯 3 2 は、その所望の位置から舌側方向に（すなわち、患者の舌に向う方向に）位置している。治療の一部として、歯列矯正医は、下プレース 2 4 を使用して側切歯 3 2 が残りの歯と正しく並ぶ位置にくるようにし、下象限 2 6 、 2 8 が平滑な弓型の湾曲を形成するようとする。

【 0 0 6 7 】

図 8 を参照することによって理解することができるよう、アーチワイヤ 5 8 の唇側は、器具 4 6 のラッチがアーチワイヤ 5 8 と係合した時に側切歯器具 4 6 の付近での凹状形状を呈する。この凹状形状は、アーチワイヤ 5 8 において比較的急な曲がりを示し、アーチワイヤ 5 8 の固有の弾性すなわち「復元力」は、器具 4 6 のラッチに対し著しい力を加える傾向がある。復元力は、歯列弓の所望の最終形状に一致する平滑な湾曲に似たその標準的に弓型の形状に戻るようにアーチワイヤ 5 8 をシフトさせる傾向にある。20

【 0 0 6 8 】

したがって、この例における器具 4 6 のラッチに対する解放値は、他の場合に望まれる可能性のある値より高いことが好ましい。たとえば、側切歯 3 2 が歯 3 0 、 3 4 ~ 4 2 と正しく並んでいた場合、アーチワイヤ 5 8 が器具 4 6 のラッチに加える力は実質的に小さくなる。しかしながら、図 8 に示すように歯 3 2 がずれている場合、アーチワイヤ 5 8 の固有の弾性は、著しい力でアーチワイヤ 5 8 をラッチ 4 6 に対して押し付ける傾向があり、したがって、アーチワイヤ 5 8 が器具 4 6 から不注意に解放しないようにより高い解放値が望ましい。30

【 0 0 6 9 】

図 9 の例では、下右象限 2 8 の歯 3 0 ~ 4 2 のすべてが概して正しく並んでいる。しかしながら、第 2 双頭歯 3 8 が、図 9 で見て右回り方向にその長軸を中心に誤って回転している。長軸は、図 9 における用紙面に対して略垂直である。この例では、歯列矯正治療の目標のうちの 1 つは、図 9 で見て左周り方向に第 2 双頭歯 3 8 をその長軸を中心に回転させることであり得る。40

【 0 0 7 0 】

アーチワイヤ 5 8 は、図 9 の例において器具 4 4 ~ 5 6 のスロット内に着座している時、器具 5 2 の遠心側に隣接する比較的急な曲がりを呈する。この比較的急な曲がりにより、アーチワイヤ 5 8 は、器具 5 2 のラッチの遠心クリップに対して実質的な力を加える。したがって、器具 5 2 の遠心クリップの解放値は、他の場合に望まれる可能性のある値より高いことが望ましい。

【 0 0 7 1 】

図 9 の例におけるアーチワイヤ 5 8 の凹状の曲がりは、器具 5 4 の近心クリップおよび器具 5 2 の近心クリップと比較的近いが、それらの場所におけるアーチワイヤ 5 8 は、示したような構成においてラッチを圧迫しない。代りに、アーチワイヤ 5 8 は、アーチワイ50

ヤスロットの底部を圧迫する。その結果、器具 5 2、5 4 の近心クリップに比較的高い解放値を与える必要はない。

【 0 0 7 2 】

図 1 0 では、犬歯 3 4 が歯 3 0 ~ 3 2 および 3 6 ~ 4 2 からずれている。犬歯 3 4 は、その最終的な所望の位置に対して頬唇側方向に（すなわち、患者の唇または頬に向う方向に）位置する。さらに、犬歯 3 4 はまた、その所望の向きに対し右回り方向（図 1 0 で見て）にその長軸を中心に回転している。この例では、歯列矯正治療の目標のうちの 1 つは、犬歯 3 4 を舌方向に、かつその長軸を中心に左回り方向にシフトさせることである。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 に示すようにアーチワイヤ 5 8 が器具 4 4 ~ 5 6 のスロットに着座する時、アーチワイヤ 5 8 の唇側は、犬歯器具 4 8 の隣に位置する器具、すなわち器具 4 6 および器具 5 0 に隣接する領域において凹状形状を呈する。この凹状曲がりは、器具 5 0 のラッチの隣接するクリップ（すなわち、近心クリップ）に対し、また器具 4 6 のラッチの隣接するクリップ（すなわち、遠心クリップ）に対し実質的な力を加える傾向がある。その結果、それらクリップには、器具 4 4 ~ 5 6 の残りのクリップに比較して幾分か高い解放値が望まれる。10

【 0 0 7 4 】

図 1 0 の例では、アーチワイヤ 5 8 はまた、器具 4 8 に隣接する領域において実質的な程度まで曲がる。しかしながら、この領域におけるアーチワイヤ 5 8 の対向する湾曲（すなわち、アーチワイヤ 5 8 の唇側はこの領域において凸状形状に曲がる）により、アーチワイヤ 5 8 はアーチワイヤスロットの底部を圧迫するが、器具 4 8 のラッチは圧迫しない。したがって、器具 4 8 のラッチのクリップは、比較的高い解放値を有する必要はない。20

【 0 0 7 5 】

一般に、歯がトルク移動する（すなわち、歯が頬側 - 舌側方向にその長軸の回転によって移動する）かまたは傾斜移動する（すなわち、歯が近心 - 遠心方向のその長軸の回転により移動する）場合、解放値を増大させる必要はない。トルクおよび傾斜移動中、アーチワイヤは、アーチワイヤスロットの両側を圧迫するが、通常ラッチは圧迫しない。さらに、歯が舌側方向に側方移動する場合、アーチワイヤはスロットの底部（すなわち、アーチワイヤスロットの舌側）を圧迫する傾向がある。また、歯の長軸に沿った方向における水平移動中、アーチワイヤはアーチワイヤスロットの両側を圧迫する。これら 4 つの場合において、それほど高い解放値は不要である。一般に、解放値が高いほど器具が歯から無意図的に脱離する可能性が増大するため、必要でない限り解放値を増大させないことが好ましい。さらに、解放値が高いほど、歯周韧帯における血流が悪くなり、歯の移動が低減するか、または歯根吸収の可能性が増大する可能性がある。しかしながら、強制モジュール（II 級または III 級矯正装置等）が近くにある場合、または部品の公差を厳密に制御することができない場合、解放値が高いことが望ましい場合もある。30

【 0 0 7 6 】

表 1 は、上および下歯列弓の器具のラッチに対する好ましい解放値と、より好ましい解放値と、最も好ましい解放値と、を提示する。しかしながら、これらの値は、見出される不正咬合によって変化する可能性がある。さらに、器具のラッチが、図面に示す 2 つのクリップを備えるラッチではなく単一のクリップからなる場合、およそ 5 0 % だけ以下の値を増大させることが望ましい場合もある。40

【 0 0 7 7 】

【表1】

表1-1

下歯列弓用器具 Kgでの解放力（「R」）			
器具	好みいR	より好みいR	最も好みいR
中央切歯	1.36	0.68	0.45
側切歯	1.70	0.85	0.57
犬歯	2.05	1.02	0.68
第1双頭歯	1.70	0.85	0.57
第2双頭歯	2.05	1.02	0.68
第1臼歯	2.39	1.19	0.80
第2臼歯	2.39	1.19	0.80

10

【0078】

【表2】

表1-2

上歯列弓用器具 Kgでの解放力（「R」）			
器具	好みいR	より好みいR	最も好みいR
中央切歯	1.70	0.85	0.57
側切歯	1.70	0.85	0.57
犬歯	2.05	1.02	0.68
第1双頭歯	1.70	0.85	0.57
第2双頭歯	2.05	1.02	0.68
第1臼歯	2.39	1.19	0.80
第2臼歯	2.39	1.19	0.80

20

30

【0079】

器具の組立て中に、解放値を、種々の方法のうちの1つまたは複数によって変更してもよい。たとえば、図3～図7に示すラッチ76に関連して、解放値を増大させるために、第1部分82および第2部分84の全長（すなわち、図7で見て水平方向に）を短縮してもよい。別の選択として、解放値を増大させるために、部分82、84の幅または厚さ（すなわち、それぞれ、図7で見て垂直方向にまたは図7の用紙面に向かって見る方向に）を増大させててもよい。

【0080】

他の選択もまた可能である。たとえば、クリップ78（ニチノール製の場合）の加熱処理の温度を低下させることにより、かつ／またはクリップ78で行われる冷間加工の量を増大させることにより、解放値を増大させてもよい。別の選択として、クリップ78の組成を変更してもよい。たとえばクリップ78がニチノールからなる場合、解放値を増大させるために活性化温度すなわち「Af」を低下させてもよい。別法として、解放値を増大させるために、より堅い材料からなるかまたは厚さの厚いクリップを設けてよい。

40

【0081】

上述した例は、本発明のさまざまな態様および利益を例示することを意図するものである。しかしながら、当業者は、本発明の精神から逸脱することなく、上述した構成に対する多数の変形および追加を行ってもよいということを理解するであろう。したがって、本発明を、上に詳細に示した特定の実施形態に限定されるものとみなすべきではなく、特許

50

請求の範囲とそれらの等価物との公正な範囲によってのみ限定されるものとみなすべきである。

【図面の簡単な説明】

【0082】

【図1】歯列矯正治療を受けている例示的な患者の歯を示す正面立面図であり、歯列矯正器具が、上顎および下顎の歯と、各顎に関連する器具に結合されたアーチワイヤと、に付着している。

【図2】図1に示す口腔の下顎の歯の拡大平面図であり、器具および関連するアーチワイヤも示す。

【図3】図1および図2に示す器具のうちの1つの拡大正面立面図である。

10

【図4】図3に示す器具の側面立面図である。

【図5】図3および図4に示す器具の斜視図である。

【図6】図3～図5に示す器具のラッチの一部品の拡大斜視図である。

【図7】図6に示すラッチ部品の拡大側面立面図である。

【図7a】図7の7a-7a線に沿った拡大断面図である。

【図7b】本発明の別の実施形態を示す以外は図7aに幾分か類似する図である。

【図8】歯列矯正治療を受けている患者に見られる可能性のある不正咬合の一例を示すよう歯が配列しなおされている以外は、図2に示す下歯列弓の象限の拡大平面図である。

【図9】見られる可能性のある別の種類の不正咬合を示す以外は図8に幾分か類似する図である。

20

【図10】歯列矯正治療中に見られる可能性のある不正咬合のさらに別の例を示す以外は図8および図9に幾分か類似する図である。

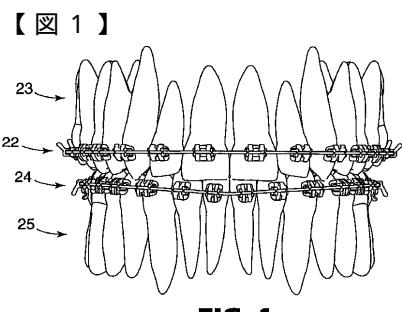


FIG. 1

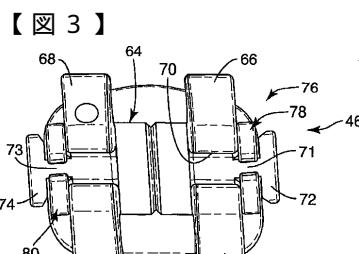


FIG. 3

【図4】

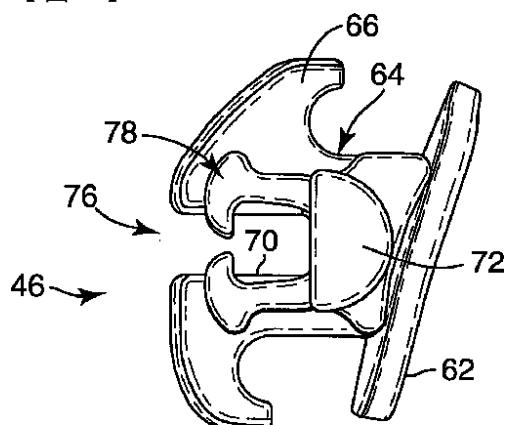


FIG. 4

【図2】

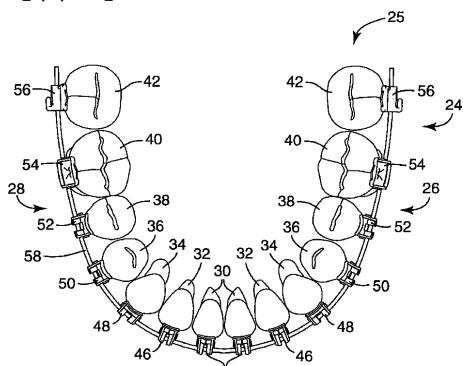
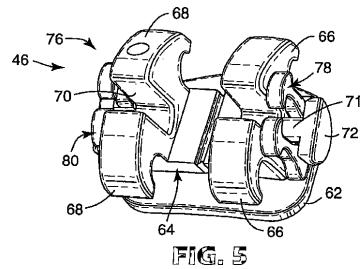
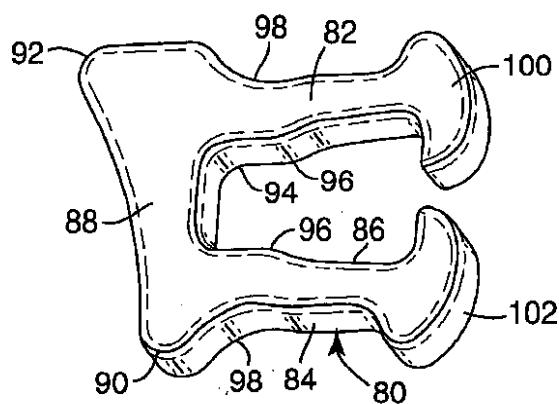


FIG. 2

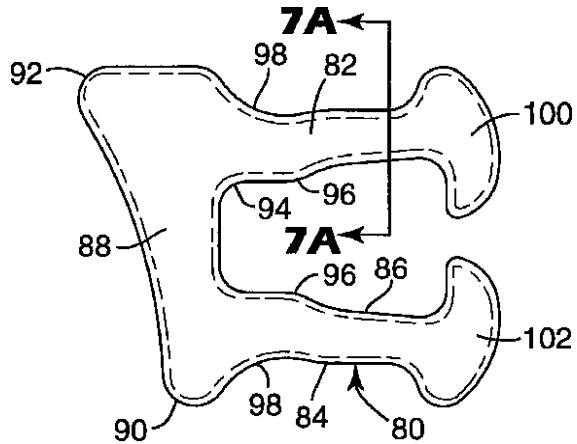
【図5】



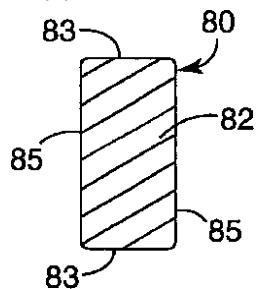
【図6】

**FIG. 6**

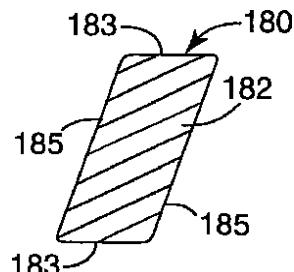
【図7】

**FIG. 7**

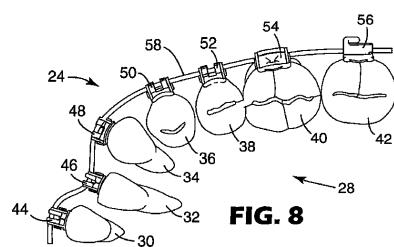
【図7A】

**FIG. 7A**

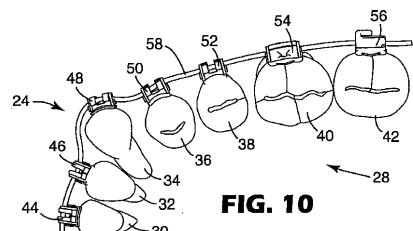
【図7B】

**FIG. 7B**

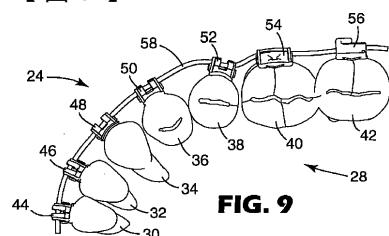
【図8】

**FIG. 8**

【図10】

**FIG. 10**

【図9】

**FIG. 9**

フロントページの続き

(74)代理人 100082898

弁理士 西山 雅也

(72)発明者 ライ, ミン - ライ

アメリカ合衆国, カリフォルニア 91016, モンロビア, サウス ベック ロード 2724
, スリーエム

審査官 濱戸 康平

(56)参考文献 特表2003-510128 (JP, A)

実開平06-026814 (JP, U)

特開昭58-050951 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 7/00