

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5607372号
(P5607372)

(45) 発行日 平成26年10月15日(2014.10.15)

(24) 登録日 平成26年9月5日(2014.9.5)

(51) Int.Cl.

A61C 7/14 (2006.01)
A61C 19/04 (2006.01)

F 1

A 6 1 C 7/14
A 6 1 C 19/04

Z

請求項の数 1 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2009-554618 (P2009-554618)
 (86) (22) 出願日 平成20年2月22日 (2008.2.22)
 (65) 公表番号 特表2010-522028 (P2010-522028A)
 (43) 公表日 平成22年7月1日 (2010.7.1)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2008/054659
 (87) 國際公開番号 WO2008/115658
 (87) 國際公開日 平成20年9月25日 (2008.9.25)
 審査請求日 平成23年2月17日 (2011.2.17)
 (31) 優先権主張番号 11/689,869
 (32) 優先日 平成19年3月22日 (2007.3.22)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

前置審査

(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 100128495
 弁理士 出野 知

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】ラピッドプロトタイピングを用いて歯列矯正ボンディングトレーを製造するための方法及びアセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法であって、患者の歯列弓の少なくとも一部を表すデジタルデータファイルを提供する工程と、前記歯列弓上の歯列矯正装具の所望の位置を決定する工程と、前記デジタルデータファイルを用いて前記患者の歯列弓模型を形成する工程であって、前記患者の歯列弓模型を形成する前記行為が、前記模型上の前記歯列矯正装具の前記所望の位置に対して既知の物理的特性を有するガイドを提供する行為を含み、ガイドを提供する前記行為が、各ガイド内に前記歯列矯正装具のアーチワイヤスロットと位置合わせするためのチャネルを提供する行為を含む、工程と、

装具ホルダと前記歯列矯正装具のアーチワイヤスロットとを接続する工程と、

前記ホルダと前記装具のアーチワイヤスロットとを接続しながら、前記ホルダの少なくとも一部をチャネルに受容させた状態で、前記ホルダを移動して前記ガイドと接触させる工程であって、前記ホルダと前記ガイドとを接触させる前記行為が、前記患者の歯列弓上の前記装具の前記所望の位置に対応する前記模型上の位置に前記装具を移動させる行為を含む工程と、

前記歯列矯正装具を含む前記歯列弓模型上でインダイレクトボンディングトレーを形成する工程と、を備える方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

【0001】

本発明は、歯列矯正治療で用いられるインダイレクトボンディングトレーに関する。より具体的には、本発明は、患者の歯の表面上の所望の位置に歯列矯正装具を定置するための、インダイレクトボンディングトレーの製造に有用な方法及びアセンブリを目的とする。

【背景技術】

【0002】

歯科矯正治療は、位置異常の歯を口腔内の所望の位置に動かすことを伴う。歯科矯正治療は、特に歯が顕著に曲がっている場合、又は上顎及び下顎の歯が互いにずれている場合に、患者の容貌を改善することができる。歯科矯正治療はまた、咀嚼中の咬合をより良好にすることにより、歯の機能を強化することができる。

10

【0003】

ある一般的な種類の歯科矯正治療は、ブラケットとして知られる小さなスロット付き装具を使用することを伴う。ブラケットは患者の歯に固定され、アーチワイヤが各ブラケットのスロット内に定置される。アーチワイヤは、歯を導き所望の位置に移動させるための軌跡を形成する。

【0004】

歯科矯正用アーチワイヤの端部は、バッカルチューブとして知られる小さな装具に接続されることが多く、バッカルチューブは次に、患者の大臼歯に固定される。多くの場合、1組のブラケット、バッカルチューブ及びアーチワイヤは、患者の上顎及び下顎歯列弓のそれぞれに対して提供される。ブラケット、バッカルチューブ、及びアーチワイヤは、一般に、まとめて「ブレース（brace）」と称される。

20

【0005】

多くの種類の歯科矯正技法では、歯上で装具が正確な位置にあることは、歯が確実にそれらの目的とする最終位置に動くのを保証する助けとなる重要な要因である。例えば、ある一般的な種類の歯科矯正治療技法は、治療完了時にアーチワイヤが水平面内にある、「ストレートワイヤー」法として知られている。したがって、ブラケットは、アーチワイヤが直線になり、水平面に存在した時点で、歯が適切に整列するように、治療の初期に正確に位置決めしなければならない。例えば、ブラケットが、歯の咬合先端部又は外側先端部に近過ぎる位置で歯に取り付けられた場合、ストレートワイヤー法を使用する歯科矯正医は、最終位置にある歯が過度に中に押し込まれていることに気付く可能性が高い。一方、ブラケットが、適切な位置より歯肉に近い位置で歯に取り付けられた場合、歯の最終位置は、所望よりも外に押し出される傾向がある。

30

【0006】

歯に歯科矯正装具を固着させる技法の1つは、インダイレクトボンディング技法として知られている。従来、既知のインダイレクトボンディング技術は、装着装置又は患者の歯列弓の少なくとも一部の外形に一致する形状を有する移動装置を用いることが多かった。ある種の移動装置は、「移動トレー」又は「インダイレクトボンディングトレー」と呼ばれることが多く、典型的には、複数の歯を同時に受容するための空洞を有する。ブラケットのような1組の装具は、特定の予め定められた位置で、トレーに解放可能に接続される。

40

【0007】

インダイレクトボンディングにおけるボンディングトレーの使用中、接着剤は、典型的には、歯科矯正医又は職員によって各装具の基部に適用される。次に、トレーは、患者の歯の上に定置され、例えば接着剤が固化するまで所定の位置に留まる。次に、トレーは、歯並びに装具から取り外され、結果として、トレーに予め接続されてた装具の全てが、目的とする、予め定められた位置でそれぞれの歯に固着される。

【0008】

インダイレクトボンディングトレーは、通常各患者に対して特別仕様で作製される。なぜなら、歯の寸法及び配向が患者ごとに大きく異なる場合があるためであるインダイレク

50

トボンディングトレーのある製造方法は、それぞれの患者の歯列弓の印象をとり、次いで各印象から複製の石こう又は「石」模型を作製する工程を含む。必要に応じて、模型の歯に鉛筆で印を付けて、理想の位置にプラケットを定置するのを補助することができる。次に、プラケットを一時的に石模型に固着させる。次いで、マトリックス材料を模型上に加えて模型上のプラケット上に定置することにより、インダイレクトボンディングトレーを作製する。例えば、プラスチックシートのマトリックス材料を模型及びプラケット上に定置し、次いで真空下にてオープン内で加熱してもよい。プラスチックシート材料を軟化させたとき、及びオープン中の空気を排出したとき、プラスチックシート材料は、石模型の複製歯及び隣接するプラケットの形状に正確に一致する外形をとると思われる。次に、プラスチック材料を冷却し、固化して、トレーを形成する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

理解できるように、インダイレクトボンディングトレーを作製するとき、装具が正確な位置で模型上に定置されることが重要である。しかしながら、歯列弓模型上に歯列矯正装具を位置決めするための従来の方法は、一つには、装具の寸法が小さく、歯の形状が不規則であるため、若干大きな労働力を要し、若干の技能及び経験を必要とする。当該技術分野においては、装具の正確な装着を犠牲にすることなく、製造中の時間及び費用を節約することができるインダイレクトボンディングトレーを作製するための新規方法に対する必要性が存在する。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを作製するための方法及びアセンブリを目的とする。患者の歯列弓を表すデジタルデータをラピッドプロトタイピングプロセスとともに用いて、歯列弓の模型だけでなく、模型上の所望の位置に対して装具のホルダを自動的に位置合わせするためのガイド構造も作製する。本発明は、トレー内の正しい位置に装具を正確に装着させながら、効率的な様式でインダイレクトボンディングトレーを生産するのを可能にする。

【0011】

より詳細には、本発明は1つの態様では、歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを作製する方法を目的とする。この方法は、

30

患者の歯列弓の少なくとも一部を表すデジタルデータファイルを提供する工程と、

歯列弓上の歯列矯正装具の所望の位置を決定する工程と、

デジタルデータファイルを用いて患者の歯列弓の模型を形成する工程であって、患者の歯列弓の模型を形成する行為が、模型上の歯列矯正装具の所望の位置に対して既知の物理的特性を有するガイドを提供する行為を含む工程と、

装具のホルダと歯列矯正装具のアーチワイヤスロットとを接続する工程と、

ホルダと装具のアーチワイヤスロットとを接続しながら、ホルダをガイドに接触させる工程であって、ホルダをガイドに接触させる行為が、患者の歯列弓上の装具の所望の位置に対応する模型上の位置に装具を移動させる行為を含む工程と、

40

歯列矯正装具を含む歯列弓模型上でインダイレクトボンディングトレーを形成する工程と、を含む。

【0012】

本発明の別の態様は、歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを作製するためのアセンブリを目的とする。アセンブリは、ラピッドプロトタイピング材料を含む歯列弓模型を含み、模型はガイドを含む。アセンブリは、アーチワイヤスロットを有する歯列矯正装具及び歯列矯正装具を保持するためのホルダを更に含む。ホルダは、アーチワイヤスロットに少なくとも部分的に受容される外端を有する。歯列矯正装具は、ホルダがガイドに接触しているとき、歯列弓模型上の所望の、予め選択した位置に位置決めされる。

【0013】

50

本発明はまた、別の態様では、歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを作製する方法を目的とする。この方法は、

患者の歯列弓模型及び模型弓に接続している複数の歯列矯正装具を提供する工程と、

大量の材料をトレー成型容器内に分配する工程であって、トレー成型容器が咬合停止部材に一体に接続している工程と、

歯列弓模型が咬合停止部材に接触するように、患者の歯列弓の模型を歯列矯正装具とともにトレー成型容器内に定置する工程と、

マトリックス材料を固化させる工程と、

トレー成型容器を固化したマトリックス材料から取り外す工程であって、トレー成型容器を固化した材料から取り外す行為が、トレー成型容器を咬合停止部材から切り離す行為を含む工程と、を含む。

【0014】

本発明の更なる詳細は、特許請求の範囲の特徴によって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の1つの実施形態による、インダイレクト歯科矯正ボンディングトレーの製造に付随する工程の一部を記載するブロック図。

【図2】弓模型の顎側及び咬合側表面に向かう方向から見た、図1に記載したような患者の歯列弓の模型を示し、更に弓模型の基材を示す斜視図。

【図3】装具の顎側及び咬合側表面に向かう方向から見た、装具を模型上に定置したとき現れる場合があるようなガイドと接触している代表的な歯科矯正装具とともに、図2に図示した歯列弓模型の代表的な位置合わせガイドを示す、拡大斜視図。

【図4】装具の咬合側表面に向かう方向から見た、図3に示したガイド及び装具の平面図。

【図5】装具の遠心側面に向かう方向から見た、図3及び4に示した装具及びガイドの側面図。

【図6】模型上に装具を定置するために用いることができる1種のホルダの断片斜視図であって、装具のアーチワイヤスロットに受容されるゲージを含むホルダの図。

【図7】ホルダの上端及び装具の咬合側面に向かう方向から見たことを除き、若干図6に類似する断片図。

【図8】図2に示した歯列弓模型上に装具を定置するときの、図6及び7に図示したホルダの代表的な使用を示す断片斜視図。

【図9】歯列弓模型上に歯科矯正装具を定置するための代替ホルダの断片斜視図であって、バッカルチューブのような閉じたアーチワイヤスロットを有する装具を定置するのに特に有用であるホルダの図。

【図10】ガイドを用いて歯列弓模型上に定置された歯科矯正装具一式に加えて、図2に示した歯列弓模型の斜視図。

【図11】インダイレクトボンディングトレーを製造するために用いられる咬合停止部材の底面図。

【図12】図10に示した歯列弓模型及び装具の斜視図であるが、異なる方向から見たものであり、弓模型のガイドが取り外され、図11に示した咬合停止部材が模型の歯の咬合面上に定置されている。

【図13】第1のマトリックス材料が歯科矯正装具に適用されていることを除き、若干図12に類似する図。

【図14】大量の第2のマトリックス材料を受容するよう構成されたトレー成型容器の上端に向かって見た斜視図。

【図15】模型を反転させ、第2のマトリックス材料を収容している図14の容器内に定置した後の、咬合停止部材に加えて、図13に示した歯列弓模型の図。

【図16】歯列弓模型の湾曲した長手方向軸に垂直に位置する基準面に沿った断面図であり、模型の歯の1つに固着された装具の1つを示し、更に第1のマトリックス材料、第2

10

20

30

40

50

のマトリックス材料、及び一緒にインダイレクトボンディングトレーを含む咬合停止部材。

【図17】トレーを歯列弓模型から取り外し、トリム(trim)した後の図16に図示したインダイレクトボンディングトレーの垂直断面図であり、更に患者の歯列弓上にトレーを定置する直前に現れる場合があるトレー。

【図18】本発明の別の実施形態による咬合停止部材の斜視図であって、咬合停止部材が1組の歯科矯正装具を受容している歯列弓模型上に定置されている。

【図19】本発明の別の実施形態に従って構築された成型容器及び咬合停止部材を示す断面図。

【図20】本発明の別の実施形態による、位置合わせガイドを備える歯列弓模型及び歯列矯正装具を定置するためのホルダの斜視図。 10

【図21】図19に示した弓模型の一部の拡大斜視図であって、模型の歯上に歯列矯正装具を定置しているホルダのうち1つの使用。

【図22】本発明の別の実施形態によるインダイレクトボンディングトレーを作製するための歯列弓模型の斜視図。

【図23】本発明の更に別の実施形態による、インダイレクトボンディングトレーを作製するための位置合わせガイド及び装具のホルダとともに歯列弓模型の歯の咬合面に向かって見た平面図。

【0016】

定義

「近心側」は、患者の湾曲した歯列弓の中心に向かう方向を意味する。 20

【0017】

「遠心側」は、患者の湾曲した歯列弓の中心から離れる方向を意味する。

【0018】

「咬合側」は、患者の歯の外側先端部に向かう方向を意味する。

【0019】

「歯肉側」は、患者の歯茎又は歯肉に向かう方向を意味する。

【0020】

「顔面側」は、患者の頬又は唇に向かう方向を意味する。

【0021】

「舌側」は、患者の舌に向かう方向を意味する。 30

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1は、本発明の1つの実施形態に従って、歯科矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーの製造において実施される工程の一部を記載するブロック図である。ブロック100は、患者の歯及び所望により患者の隣接する歯肉組織のデジタルデータファイルを得る工程を表す。デジタルデータは、ブロンテス・テクノロジーズ社(Brontes Technologies, Inc.)により開発された活性波面サンプリング(active wavefront sampling)を用いる口内スキャナのような手持ち式口内スキャナを用いることにより得てもよい。あるいは、他の口内スキャナ又は口内接触プローブを用いてもよい。別の選択肢として、デジタルデータファイルは、患者の歯の印象をスキャンすることにより得てもよい。更に別の選択肢として、デジタルデータは、患者の歯の物理的模型をスキャンすることにより、又は、患者の歯上で接触プローブを用いることにより、得てもよい。スキャンに用いられる模型は、注型材料(焼き石こう又はエポキシ樹脂のような)を、患者の歯の印象材に注ぎ、注型材料を硬化させることにより作製してもよい。X線、レーザー、コンピュータ断層撮影(CT)及び磁気共鳴映像法のような、任意の好適なスキャン技術を、模型をスキャンするために用いてもよい。 40

【0023】

ブロック102では、ブロック100で得た患者の歯のデジタルデータファイルを、明白なエラーを表す任意のデータ点を除くことにより「浄化する(cleanse)」。例えば、 50

通常予測される幾何学的関係の隣接するデータ点の大幅に外側にあるデータ点を含む歯表面を表すSTLファイルを、STLハンドリング・ソフトウェアによって位置決定し、誤ったデータ点を除くことができる。更に、欠けている歯のデータ点をSTLハンドリング・ソフトウェアにより追加して、現実的で、滑らかな曲線歯形状を作製することができる。あるいは、又は、更に、データをSTLファイルに変換する前に、データファイルのデータ浄化を実施してもよい。

【0024】

更なる選択肢として、患者の歯の歯根及び頸構造のような、患者の隠れた部分の特徴のデータを得てもよい。例えば、CTスキャン技術を用いて、歯根を含む患者の歯牙構造全体の代表的なデータを得てもよい。CTスキャンにより得たデータは、次いで、施術者が最終的に治療の過程中の歯の動きをより理解できるように、別のスキャン技術で患者の歯の歯冠をスキャンすることにより得た他のデータと「まとめ」てもよい。

10

【0025】

またブロック102により表されるように、患者の歯列弓のデジタルデータファイルを修正して、各歯が別々の物体として個別に移動できるように、各歯を隣接する歯及び歯肉から仮想分離する。次に、またブロック104に表すように、修正された仮想模型を施術者に転送する。例えば、ブロック102の工程を製造設備で実施する場合、設備は仮想模型を、インターネットのような通信回線に接続された通信ネットワークで施術者に送ってもよい。施術者は、次いで、ローカルコンピュータと情報をやりとりし、三次元（「3D」）仮想模型を見て、患者の歯の所望の最終位置を決定する。

20

【0026】

ブロック106に示すように、施術者は、ブラケット及びバッカルチューブのような仮想装具を選択し、ローカルコンピュータを用いて、仮想模型上に定置する。このプロセス中、施術者は、特定の幾何学的属性を具現化する仮想装具を選択し、またモデリング環境内で患者の歯上の装具の位置を選択する。モデリング・ソフトウェアは、3D環境内で別々の物体として各ブラケット及び各歯を操作し、対応するブラケットの歯に関連する座標系に対して3D空間内で各ブラケットの位置を決定する。モデリング・ソフトウェアは、次いで、施術者によって選択された装具の位置に基づいて歯の最終位置を計算し、それらの最終咬合における仮想歯を表示する。

30

【0027】

施術者が歯の最終的に予測される位置に十分満足しない場合、施術者はモデリング・ソフトウェアを使用して、仮想歯に対して1つ以上の仮想装具を移動させてもよい。モデリング・ソフトウェアは、次いで、修正された仮想歯上の仮想装具の位置に基づいて、仮想歯の新たな最終位置を計算及び表示する。これらの工程は、施術者がモデリング・ソフトウェアにより表されるような仮想歯の最終位置に満足するまで、所望の回数繰り返すことができる。しかしながら、装具の移動の代替として、施術者はモデリング・ソフトウェアを用いて、仮想歯を所望の位置に移動させてもよく、モデリング・ソフトウェアは次いで所望の位置へ歯を移動させるための歯上の装具の位置を計算する。各装具の識別データ（商品名及び製造業者の品番のような）、歯の識別データ（歯の種類及び口腔内での位置のような）、及び患者データ（氏名、誕生日又は患者識別番号のような）とともに、装具の選択された位置を表すデータを、次いで、製造設備に送信する。

40

【0028】

所望により、施術者の職場のローカルコンピュータは、患者の既存の不正咬合を解析し、患者の歯上の装具の所望の最終的な位置を決定するのを補助するのに好適なサブプログラムを含んでもよい。ソフトウェアはまた、手で特定の不正咬合を治療するために適切な装具を示唆又は選択するのを補助するためのサブプログラムを含んでもよい。

【0029】

更に別の選択肢として、ブロック106の工程は、施術者の職場から離れた位置で技術者により実施してもよい。例えば、製造設備にいる技術者は、ソフトウェアを用いて、当該技術分野において既知の規格に従って、又は施術者により予め提供されている一般指針

50

に従って、仮想歯科模型上に仮想装具を定置してもよい。一旦技術者が装具の位置及び得られる歯の最終位置に満足すれば、装具の位置を表すデータに加えて仮想模型を、再検討のために施術者に転送する。施術者は、次いで、技術者の装具装着位置を承認する又は必要に応じて装具の再配置することができる。次いで、施術者は、装具とともに仮想模型を送信し、上記のような歯及び患者のデータを製造業者に戻す。

【0030】

ブロック108は、仮想歯科模型のデータ及び装具の識別データ及び装具の位置データを用いて、好ましくは製造業者の設備で行われる工程を記載する。物理的模型上への装具の定置で用いられる位置合わせ構造は、まずソフトウェアを用いて仮想模型上に1つ以上の仮想ガイドを作製することにより、作製される。好ましくは、仮想ガイドは、各装具に対応して作製される。更に、1つ以上の咬合停止部材を設計し、トレー成型容器の形状を決定する。ガイドを備える仮想模型のデータファイル、咬合停止部材のデータファイル、及びトレー成型容器のデータファイルを、次いで、ブロック110に記載するようにラピッドプロトタイピング機械に送信する。咬合停止部材及びトレー成型容器については、以下でより詳細に記載する。

10

【0031】

本明細書で使用するとき、ラピッドプロトタイピングは、その形状を表すデジタルデータのような、デジタルデータから直接物体を作り出すプロセスである。好適なラピッドプロトタイピングプロセスの例としては、3Dプリンティングプロセス、光造形法、溶融物堆積法(fused deposition modeling)、薄板積層法(laminated object manufacturing)、レーザー加工ネットシェイピング法(laser engineered net shaping)、粉末焼結積層造形法(selective laser sintering)、形状堆積法(shape deposition manufacturing)、及び固体下地硬化(solid ground curing)のような固体自由形状製作が挙げられる。好適な3Dプリンティング機械の例は、フルキュア720アクリル系感光性樹脂プリンティング用材料(FullCure 720 acrylic-based photopolymer printing material)(オブジェット・ジオメトリーズ社(Objet Geometries Ltd.)製)を用いる、これもまたオブジェット・ジオメトリーズ社製であるエデン銘柄の500Vプリンタ(Eden brand 500V printer)である。ラピッドプロトタイピングの別の例は、CAD-CAMソフトウェアを用いて、フライス盤に指示し、位置合わせガイド、咬合停止部材及びトレー成型容器とともに歯列弓模型をフライス加工することである。ブロック112に記載のように、次いで製造された部品を洗浄する。

20

【0032】

ラピッドプロトタイピングにより作製された代表的な歯列弓30を図2に示す。この実施形態では、弓模型30は、模型の歯肉組織32の一部に加えて個々の模型の歯34を含む。示すような弓模型30は患者の下顎歯列弓全体を表し、好ましくは患者の上顎歯列弓の模型(図示せず)も提供される。あるいは、弓模型は、得られるインダイレクトボンディングトレーを用いて装具を患者の歯列弓の一部のみに固着させる場合、弓の一部のみ(例えば、弓の四分円)を含んでもよい。所望により、弓模型30が3Dプリンティング機械を用いて作製されるとき、弓模型30は、プリンティング材料に使われる費用を削減するための中空であることができる。

30

【0033】

模型の歯肉組織32及び模型の歯34に加えて、弓模型30はまた台座又は基材36も含む。この実施形態では、基材36は十字形を有し、2つの穴38を含む位置合わせ構造を含む。この目的は以下で説明する。しかしながら、基材36は、模型の歯肉組織32の基部に沿って延在するほぼ円形のディスクのような、他の形状で構築してもよい。好ましくは、弓模型は、基材36が模型の歯肉組織32と一体に接続されるように、单一、一体型構成要素としてプリントされる。

40

【0034】

ブロック108で言及したようなガイドは、好ましくは、模型の歯34上に装具を適切に位置決めするための各装具に付随する1つ以上のガイド及びそれに対応する模型の歯3

50

4を含む。図2～5及び8～10に示す実施形態では、2つのガイド40は、弓模型30のラピッドプロトタイピング中、ラピッドプロトタイピングにより製作される結果として、各模型の歯34に一体に接続されている。ガイド40そはれぞれ、所望により平坦である咬合側、舌側及び歯肉側壁により画定されるチャネル44を有する、ほぼU字形である本体42（例えば図3及び5を参照）を含む。

【0035】

代表的な歯科矯正ブラケット装具46は図3～5に示され、模型の歯34の1つに付随する2つのガイド40の間に空間に受容される。装具46は、アーチワイヤを噛合受容するよう構成されたアーチワイヤスロット48（図3）を有する。この例では、装具46は対結合ウイングとして既知であり、フックを含む。しかしながら、アーチワイヤスロット10を有する他の歯科矯正装具を同様に用いてもよい。

【0036】

ガイド40はそれぞれ、対応する装具46のアーチワイヤスロット48に対して既知の物理的特性を有する。図示した実施形態では、ガイド40の既知の物理的特性は、チャネル44を画定する3つの壁の配向を含む。例えば、この実施形態では、各ガイド40のチャネル44の咬合側、舌側（底側）及び歯肉側壁は、装具46が模型の歯34上及びガイド40間に適切に位置決めされるとき、それぞれのアーチワイヤスロット48の咬合側、舌側及び歯肉側壁と同一平面上にある。

【0037】

しかしながら、代替構築物もまた可能である。例えば、チャネル44の3つの壁は、片寄っているが、アーチワイヤスロット48を画定するそれぞれの3つの壁に対して平行である基準面に延在することができる。更に別の例として、各ガイド40のチャネル44の3つの壁は、アーチワイヤスロット48のそれぞれの3つの壁に対して斜めに配向してもよい。

【0038】

別の代替構築物として、ガイドは、装具の咬合側及び歯肉側側面に沿って、又は、任意の他の組み合わせの2つの側面に沿って位置することができる。更に、隣接する歯に付随するガイド又は装具への干渉を避けるために、ガイドの高さを低くしてもよく、所望により模型の歯34の隣接する表面からチャネル44の舌側壁の距離は、模型の歯34からアーチワイヤスロット48の舌側壁の距離より近くてもよい。これらの例では、以下に記載するような装具ホルダの構築物は、このようなガイドを備えるホルダの使用を容易にするために必要なとき、修正される。

【0039】

好ましくは、図3～5に示すようなガイド40は互いに、装具46の基部50の近心-遠心幅全体よりわずかながら大きい近心-遠心方向の距離離間する。しかしながら、ガイド40の間の空間への装具46の挿入を容易にするために、好ましくは、例えば図4を参照することにより理解できるように、ガイドの外端が接近するとき、ガイド40は互いに離れて斜めに延在することが好ましい。図4では、2つのガイド40の内側の対向壁の間の複合角はおよそ10°であるが、他の角度も可能である。

【0040】

各ガイド40は、好ましくは、取り外し可能な構造により、関連する模型の歯34に接続される。図3～5に示す実施形態では、各ガイド40は、本体42を関連する模型の歯34に一体に接続する4つの円筒脚部52を含む。脚部52は、所望のときガイド40を模型の歯34から取り外し、分離するために、旋回、揺れ運動を用いて装具46から離れる方向に、関連する本体42を付勢することにより容易に破断することができる。

【0041】

図6～8は、歯列弓模型30上に装具46を位置決め及び定置するために用いてもよい代表的なホルダ54を示す。ホルダ54は、空気式ピストン及び、入口58を通してピストンを作動させるための空気を受容するシンダーアセンブリ56（図6）を含む。アセンブリ56のピストンは、2つの弾力的把持羽根62の間に位置する羽根拡張器60に接続

10

20

30

40

50

している。2つの羽根62はともに装着ゲージ64を表し、装具46を解放可能に保持する、並びに、ガイド40との解放可能な、噛合嵌めを使用することにより装具46を適切な位置に導くよう機能する。

【0042】

ホルダ54の把持羽根62は、互いに向かって合流し、次いで平行面内で外端66に続く外側部を有する（例えば、図7を参照）。空気がピストン及びシンダーアセンブリ56に導かれるとき、ピストンは羽根拡張器60を羽根62の合流部に向かって伸長及び移動させて、続いて、互いから離れる方向に外端66を移動させる。外端66が互いから離れて移動するとき、それらはアーチワイヤスロット48の咬合側及び歯肉側壁と確実に接触し、それにより装具の装着中装具46をしっかりと保持するよう機能する。

10

【0043】

ホルダ54の他の構築物もまた可能である。例えば、ホルダ54は、十分な電圧を素子に印加するとき、咬合-歯肉方向に膨張する、矩形プリズム棒のような圧電素子を含んでもよい。素子が膨張するとき、それはアーチワイヤスロット48の咬合側及び歯肉側壁に接触して、装具46をしっかりと把持する。このように、装具46は、ホルダのハンドル上に、又は踏み子のような離れた位置に定置することができる、電気スイッチの操作により要求に応じて把持又は解放することができる。

【0044】

一旦装具46がホルダ54の外端66に把持されると、ロック114に記載のように、関連する模型の歯34に装具46を一時的に固着させるために、装具46を位置合わせ構造のガイド40の間に定置する。しかしながら、装具46を歯列弓模型30に装着する前に、ロック112に記載のように、離型剤を模型の歯34及び歯肉組織32に適用する。好適な離型剤の例は、PTM&W社（サンタ・フェ・スプリングス（Santa Fe Springs）、カリフォルニア州）製の「P A 0 8 1 0」のような、水溶性ポリビニルアルコールである。

20

【0045】

固着組成物（図示せず）を、装具46の基部50と模型の歯34との間に定置する。好ましくは、固着組成物は、光硬化性接着剤のような光硬化性組成物であり、接着剤は各装具46の基部50全域にコーティングされる。所望により、装具46は、3Mユニテック社（3M Unitek Corporation）製のAPCプラス銘柄の装具及びAPC-II銘柄の装具のような、各装具46の基部50に製造業者により適用された光硬化性接着剤の層を有する、接着剤で予めコーティングされた装具である。接着剤でコーティングされた装具の例は、米国特許第5,015,180号、同第5,172,809号、同第5,354,199号、同第5,429,229号、同第6,183,249号及び同第6,960,079号に記載されている。装具46は、金属（例えば、ステンレス鋼）、セラミック（例えば、半透明の多結晶アルミナ若しくは単結晶アルミナ）、又はプラスチック（例えば、半透明のポリカーボネート）又はこれらの組み合わせのような、任意の好適な材料で作られてもよい。

30

【0046】

装具46が装具の製造業者により事前に接着剤でコーティングされていない場合、固着組成物は、装具46の弓模型30上への装着直前に、各装具46の基部50に適用される。好適な固着組成物としては、複合材、コンポマー、ガラスアイオノマー、及び樹脂で変性されたガラスアイオノマーのような、歯科矯正用接着剤が挙げられる。光硬化性接着剤の例としては、3Mユニテック（3M Unitek Corporation）製のトランスポンド（Transbond）XT銘柄及びトランスポンド（Transbond）LR銘柄の接着剤が挙げられる。化学硬化性接着剤の例としては、3Mユニテック（3M Unitek Corporation）製のコンサイス（Concise）銘柄の接着剤及びマルチ・キュア（Multi-Cure）銘柄のガラスアイオノマーセメントが挙げられる。

40

【0047】

装具46がガイド40に向かって移動するとき、ホルダ54の外端66は各本体42の

50

チャネル44に移動する。ホルダ54は、外端66がチャネル44の舌側壁に接触して設置されるまで、弓模型30に向かって移動し続ける。好ましくは、各本体42のチャネル44の咬合側壁と歯肉側壁との間の距離は、過度に横方向に移動する又は「こぼれる(slop)」可能性なく、外端66がチャネル44に噛合受容されるように、アーチワイヤスロット48の咬合側壁と歯肉側壁との間の距離よりわずかに大きいのみである。好適な許容誤差又はこのような距離間の差は、プラス又はマイナス0.1mmである。

【0048】

装具46をガイド40に対して適切に配向するとき、アーチワイヤスロット48の3つの壁は、ガイド40が装具46に対して既知の物理的特性を有するように、各ガイド40のチャネル44の対応する3つの壁と同一平面上にある3D空間内の配向を有する。アーチワイヤスロット48の咬合側及び歯肉側壁に接触して完全に膨張したときホルダ54の外端66は装具46に対して既知の物理的特性(この実施形態では、アーチワイヤスロット48に対する3D空間内の配向)並びにガイド40に対する既知の物理的特性(この実施形態では、チャネル44に対する3D空間内の配向)を有するため、ホルダ54は高精度でガイド40に対して装具46を正確に定置する。更に、仮想ガイド40を設計するために用いられるソフトウェアは、仮想ガイドを関連する仮想の歯に対して正確に所望の位置に配向することができるため、ラピッドプロトタイピングにより生産されるような模型のガイド40は、模型の歯34上の関連する装具46の所望の位置に対して正確に配向される。更に、ガイド40の配向は、関連する装具46の配向により決定されるため、ソフトウェアは、装具46の所望の位置が変化した場合、ガイド40の配向を変更することができる。

【0049】

更に、ガイド40は、関連する歯に対する装具の典型的な配向から外れてもよい1つ以上の角度配向で装具46を支持するために、ソフトウェアにより設計することができる。例として、ガイド40は、適切な方向にチャネル44を配向することにより、追加のチップ及び/又はトルク(すなわち、装具46により提供されるチップ及び/又はトルクの量と異なるチップ及び/又はトルク)を提供するよう設計することができる。所望により、ガイドは、基部50が模型の歯34の隣接する歯表面から接着剤層により一定間隔で離間しないような角度配向で、装具46の基部50を配向するよう設計することができる。例えば、ガイド40は、患者の関連する歯が治療過程中その長軸について回転する傾向があるように、接着剤層を、基部50の遠心側面に比べて基部50の近心側面に沿ってより厚くすることができるよう構築できる。

【0050】

好ましくは、ソフトウェアは、幾何学的パラメーター、具体的には選択された装具46を参照することにより、ガイド40を自動で設計する。例えば、近心-遠心幅、イン-アウト寸法、トルク及び角形成のような各装具の情報を収録しているデータベースを構築することができ、ソフトウェアは設計テンプレート及びデータベース中の情報に基づいてガイド40を設計することができる。

【0051】

ホルダ54の他の構築物もまた可能である。例えば、ホルダ54の外端66の対向する側面は、上述のように、ガイド40の段付き形状及び/又は配向に一致する角度で段を付ける及び/又は配向してもよい。更に、外端66の対向する側面は、近心-遠心方向に装具46を適切に配向するため、ガイド40及び/又は装具46の構造を係合させる機構を含んでもよい。後者の選択肢が用いられる場合、ガイド40は互いから更に離れて離間してもよく、近心-遠心方向の位置決めで装具46の基部50に接触する必要はない。一例として、外端66は、対結合ウイングブラケットの近心結合ウイングと遠心結合ウイングとの間に位置する咬合側-歯肉側又は「垂直」チャネルにぴったり合い、噛合収容されるよう構成された突出部を含んでもよい。

【0052】

一旦ホルダ54の外端66がガイド40のチャネル44にしっかりと設置されると、ピ

10

20

30

40

50

ストンのピストン及びシリンダーセンブリ 5 6 が収縮して、把持羽根 6 2 の外側先端部から離れる方向に羽根拡張器 6 0 を移す。羽根拡張器が収縮するとき、弾力的把持羽根 6 2 (好ましくは工具鋼で作製された) は、外端 6 6 がアーチワイヤスロット 4 8 の咬合側及び歯肉側壁がもうきつつく係合しないように、互いに向かって自力で動く。ホルダ 5 4 は、次いで、アーチワイヤスロット 4 8 から外端 6 6 を取り外すために、装具 4 6 から離れる方向に移動することができる。

【 0 0 5 3 】

次に、固着組成物を固化させ、ブロック 1 1 6 に記載のように基部 5 0 用の特別仕様固着パッドを形成する。得られる固着パッドは、模型の歯 3 4 の輪郭に正確に一致し、したがって患者のそれぞれの歯の輪郭に一致する輪郭を有するという点で有利である。この一致する形状により、後の装具の歯への固着が容易になり、装具 4 6 が治療過程中歯から意図せず外れる可能性が減少する。

【 0 0 5 4 】

本発明の別の実施形態による歯科矯正装具ホルダ 5 4 a を図 9 に示し、これはその唇側側面に沿って閉じられたアーチワイヤスロットを有する歯科矯正装具の装着に関連して特に有用である。このような装具の例としては、バッカルチューブが挙げられ、これは細長い通路に類似するアーチワイヤスロットを有する。この通路は、開放近心端及び遠心端を有し、矩形状の横断面図を有することが多い。代表的なバッカルチューブ装具 4 6 a も図 9 に示す。

【 0 0 5 5 】

ホルダ 5 4 a は、1 対の腕部 5 5 a を備え、これはそれが、外側に、外端 6 6 a を終点とするほぼ「L」字形の端部を含む。対向する外端 6 6 a は互いに向かって延在し、バッカルチューブ装具 4 6 a の矩形通路に噛合収容されるよう構築された矩形断面形状を有する。外端 6 6 a は、集合的に、対応する模型の歯 3 4 a 上の適切な位置にあるバッカルチューブ 4 6 a を位置合わせ及び定置するためのゲージ 6 4 a を表す。

【 0 0 5 6 】

腕部 5 5 a は、指圧により互いに向かう方向に移動可能であり、指圧を取り除いたとき互いから離れて自力で動くのに十分弾力的である。弛緩した配向にあるとき、腕部 5 5 a は、外端 6 6 a の向かい合う先端部の間の距離が、バッカルチューブ装具 4 6 a のアーチワイヤスロットの近心及び遠心開口部の間の距離全体より大きいように、互いから十分に離間している。バッカルチューブ装具 4 6 a を模型の歯 3 4 a 上に定置することが望ましいとき、ユーザは外端 6 6 a をバッカルチューブ装具 4 6 a のアーチワイヤスロットの近心及び遠心開口部に隣接するそれぞれの位置に導き、次いで腕部 5 5 a に圧力を適用して、腕部 5 5 a を一緒に付勢する。外端 6 6 a が互いに向かって移動するとき、外端 6 6 a は、後者を必要に応じて操作できるように、外端 6 6 a をバッカルチューブ装具 4 6 a のアーチワイヤスロットに摺動させる。外端 6 6 a と装具 4 6 a のアーチワイヤスロットの矩形断面形状が一致すると、装具 4 6 a は、このような移動及び装着中、アーチワイヤスロットの長手方向軸について回転しない。

【 0 0 5 7 】

図 9 に示すように、1 対の離間したガイド 4 0 a は、複製模型の歯 3 4 a に一体に接続している。ガイド 4 0 a は、ガイド 4 0 a がそれぞれ咬合側、舌側及び歯肉側壁を備えるチャネルを有するという点で、ガイド 4 0 に類似している。これらの咬合側、舌側及び歯肉側壁は、バッカルチューブ装具 4 6 a が模型の歯 3 4 a 上で所望の配向にあるとき、バッカルチューブ装具 4 6 a のアーチワイヤスロットの咬合側、舌側及び歯肉側壁のそれぞれと同一平面上にある関係で配向されるよう設計及び構築される。

【 0 0 5 8 】

装具 4 6 a の装着中、ホルダ 5 4 a の外端 6 6 a は、ガイド 4 0 a のチャネルに受容される。装具 4 6 a は、外端 6 6 a がガイド 4 0 a のチャネルの底壁又は舌側壁に接触するまで、複製の歯 3 4 a に向かって舌側方向に移動する。一旦このように接触すると、腕部 5 5 a にかかる圧力が解放され、腕部 5 5 a が広がって開く。腕部 5 5 a が互いから離れ

10

20

30

40

50

て移動するとき、外端 66a は装具 46a のアーチワイヤスロットから移動し、それによりホルダ 54a を、装具 46a の位置決めを妨害することなく、複製の歯 34a から離れて移動させることができる。

【0059】

ガイド 40、40a と装具ホルダ 54、54a との併用については、手により容易に実施される手動手順として上記に記載している。しかしながら、あるいは、装具ホルダ 54、54a は、装具 46、46a を握りし、それを弓模型 30 上に定置するための自動化ロボット機械装置とともに使用するよう構成してもよい。ロボット機械装置用にプログラムされたソフトウェアは、既知の配向で装具 46、46a を保持するラックシステムのような、在庫品の装具 46、46a の指定された格納位置から各装具 46、46a を取り出すよう指示することができる。一旦ロボット機械装置が機械装置につながれたホルダ 54、54a を移動させて、在庫品から装具 46、46a を取り出すと、ロボット機械装置はホルダ 54、54a を操作して、ホルダ 54、54a の外端 66a がガイド 40、40a に接触するように、装具 46、46a を所定の位置に移動させる。

10

【0060】

理論上は、ロボット機械装置を非常に正確に操作して装具 46、46a を複製の歯 34、34a 上に定置することができるが、ガイド 40、40a のような位置合わせ構造の使用は、ホルダ 54、54a の位置の小さな誤差を許容できるという点が利点である。ロボット機械装置が、装具 46、46a の装着中、小さな制限された距離を移動させるのに十分な動きやすさをホルダ 54、54a に提供する限り、ガイド 40、40a は、装具 46、46a が模型の歯 34、34a 上に定置されるとき、ホルダ 54、54a を適切に位置決めするよう機能できる。

20

【0061】

図 10 は、図 10 では装具 46、46a の全てが弓模型 30 上のガイド 40、40a のそれぞれの対間に定置されていることを除き、図 2 に若干類似している図である。所望により、固着パッドを作製し、各装具 46、46a を弓模型 30 に一時的に固着させるために用いられる固着組成物は、次の装具 46、46a が弓模型 30 上に定置される前に硬化される又は部分的に硬化される。更に別の選択肢として、任意の固着組成物が硬化される又は部分的に硬化される前に、装具 46、46a の全てを弓模型 30 上に定置する。

30

【0062】

装具 46、46a が金属又は別の不透明な物質で作製される場合、及び、光硬化性接着剤が固着組成物として用いられる場合、確実に固着組成物を十分に固化させるために、比較的長時間歯列弓模型 30 を硬化光に曝露することが好ましい。各装具の近心側面に向かっておよそ 10 秒間、遠心側面に向かって 10 秒間、光を向けることにより、3M ユニテック社 (3M Unitek Corporation) 製のオーソラックス (Ortholux) TX 銘柄の硬化ユニットのような、手持ち式硬化ユニットを用いてもよい。各装具の近心側面に向かっておよそ 5 秒間、遠心側面に向かって 5 秒間、光を向けることにより、3M ユニテック社 (3M Unitek Corporation) 製のオーソラックス (Ortholux) LED ブランド硬化ユニットのような、LED 手持ち式硬化ユニットを用いてもよい。代替物として、少なくとも 10 分間、硬化チャンバ内の光を活性化することにより、デントスプライ (Dentsply) 製のトライアド (Triad) 2000 可視光線硬化システムのような、光硬化チャンバを用いてもよい。好ましくは、弓模型 30 を作製するために用いられる材料は、化学線を透過して、光が装具 46、46a の基部 50 の真下の固着組成物の全ての部分に達するのを容易にする。

40

【0063】

好ましくは、光源を活性化する前に、装具の基部 50 の側面から押し出された任意の接着剤のバリ (adhesive flash) を、スケーラー (scaler)、プローブ、綿棒、ブラシ又は高速気流を用いて除去する。しかしながら、あるいは、接着剤のバリは、接着剤が部分的に固化した後に除去してもよい。更に、別の選択肢として、ホルダ 54、54a は、空気ノズルを支持するための支持体を備えて、上述のようにバリを除去するための高速気流を供給してもよい。

50

【0064】

ガイド40、40aはまた、ガイド40、40aの脚部52が破断し、模型30の残りの部分から取り外されるまで、隣接する装具46、46aから離れて近心又は遠心方向のいずれかにガイド40、40aを移動させることにより、このときに除去される。好ましくは、脚部52は、残る脚部52が模型の歯表面から一部たりとも突出しないように、模型の歯34、34aの隣接する表面に直接隣接する位置で破断する。

【0065】

更に別の選択肢として、係属中の、「圧縮性材料を含む歯科物品、方法及びキット (Dental Articles, Methods and Kits Including a Compressible Material)」と題された、2006年10月23日出願の、米国特許出願第11/551,823号 (シネイダーJr. (Cinader, Jr.)) に記載のような圧縮性材料を、上述の、固着パッドを作製するための固着組成物の代わりに用いてもよい。有利なことに、この選択肢を用いるとき、接着剤のバリを除去する必要性がなくなる。この選択肢では、ガイド40、40aの間隔はより近く、装具46、46aは、ガイド40、40a間に摩擦嵌め (friction-fit) により所定の位置に保持されるが、一方トレーは、固着組成物をトレーを作製する前に固化しないときのような場合は、以下の段落に記載のように形成される。あるいは、固着組成物をトレーを作製する前に固化するとき、摩擦嵌めを排除することができる。トーマトリックス材料中のガイド40、40aの印象材の深さを最小限にするために、装具46、46aが所定の位置に置かれた後、ガイド40、40aは比較的短い長さである、又は短くされる (例えば、破断又は別の方で)。

10

20

【0066】

図11は、歯列弓模型30及びトレー成型容器 (以下に記載) のラピッドプロトタイピング製造と同時に、ラピッドプロトタイピング製造プロセス (プロック110に記載のように) で作製されることが好ましい咬合停止部材70の底面図である。咬合停止部材70は、平坦な上面と、患者の歯列弓の咬合先端部の形状に一致する凹部72のような形状を有する底面とを有する。図11に示す実施形態では、咬合停止部材70は、歯列弓中の歯の一部のみに対応する凹部を有するが、歯列弓の各歯に対応する1つ以上の凹部を有する咬合停止部材を構築することも可能である。

【0067】

他の変形も可能である。例えば、咬合停止部材は、図11に示すように歯列弓全体に沿う代わりに、歯列弓の一部のみに沿って延在してもよい。別の選択肢として、複数の停止部材を提供してもよい。例えば、停止部材は、2つの臼歯部のそれぞれに設けることができる、第3の停止部材を歯列弓の前部に設けることができる。1つを超える停止部材を設けるとき、停止部材は互いに離間し、所望により相互に接続することができる。

30

【0068】

図12は、ガイド40、40aが対応する複数の歯34、34aから取り外され、接着剤のバリが除去された後の、弓模型30の図である。図12では、咬合停止部材70もまた、歯34、34aの咬合面上に定置されている。凹部72が複数の歯34、34aの対応する咬頭先端の形状に一致するため、咬合停止部材70は、咬合基準面で咬合停止部材70と弓模型30との間を、もしかつたとしても、ほんの少ししか相対側方運動できない方式で、弓模型30上にしっかりと設置することができる。

40

【0069】

その後、プロック12に記載したように、第1のマトリックス材料を歯科矯正装具46、46aに適用する。図13に示す実施形態では、第1のマトリックス材料74が、第1マトリックス材料74用のディスペンサが、ある装具46、46aから次の装具に移動するとき生じる場合があるように、各装具46、46a上の接着剤のより大きな一塗り (dab) と、そのより大きな一塗りに接合している、より小さなくびれ部を備える連続ストリップの様式で、各装具46、46aの全てに適用されている。しかしながら、別の選択肢として、第1のマトリックス材料74は、別々の控えめな一塗りとして、各装具46、46aに適用してもよい。更に別の選択肢として、第1のマトリックス材料74は、各装具

50

46、46aを覆いながら、弓模型30の全長に沿って比較的均一な幅を有する連続ストリップの様式で、適用してもよい。好ましくは、第1のマトリックス材料74は、装具46、46aの咬合側、顔面側、歯肉側、近心側及び遠心側側面に接触する。所望により、第1のマトリックス材料74の一部はまた、装具46、46aの基部50に沿って延在する複製の歯34、34aの顔面側側面の一部に接触するが、必須ではない。

【0070】

好ましくは、第1のマトリックス材料74は、第1のマトリックス材料74と各装具46、46aとの間を確実に密接に接触させるように、固化前に比較的低粘度を有する。この方式では、第1のマトリックス材料74は、装具46、46aとマトリックス材料74との間がしっかりと接続されるように、各装具46、46aの種々の凹部、空洞及び他の構造的特性に、実質的に浸透することができる。

10

【0071】

好適な第1のマトリックス材料74の例は、ショーフー・デンタル社(Shofu Dental Corporation)製のエミルマ(Emiluma)銘柄のシリコーン材料である。マトリックス材料74は、硬化前、好ましくは約80Pa·s(80,000cP)未満、より好ましくは約25Pa·s(25,000cP)未満、最も好ましくは約8Pa·s(8,000cP)未満の粘度を有する。一旦固化すると、マトリックス材料74は、20伸び率%(ASTM D 412に従って)で、約31,000~約496,000パスカルの範囲、より好ましくは約62,000パスカル~約248,000パスカルの範囲、最も好ましくは約112,000~約136,000パスカルの範囲である引張応力を有し、50伸び率%で、約91,000パスカル~約1,460,000パスカルの範囲、より好ましくは約183,000~約730,000パスカルの範囲、最も好ましくは約329,000~約402,000パスカルの範囲である引張応力を有する。好適な第1のマトリックス材料74の例は、20伸び率%で約124,000パスカルの引張応力、50伸び率で約365,000パスカルの引張応力を有する。

20

【0072】

図14は、内部空洞78を有するトレー成型容器又は注型容器76の斜視図である。好ましくは、トレー成型容器76は、歯列弓模型30及び咬合停止部材70のラピッドプロトタイピングと同時に、ブロック110に記載のようなラピッドプロトタイピングにより作製される。所望により、空洞78の底部は平坦であり、咬合停止部材70の平坦な上面に一致する形状を有する。この実施形態では、空洞78を画定する容器76の側壁82は、平坦な底部80から離れて垂直な方向に延在し、底部80に平行に位置する基準面の空洞78の開口部を終点とする。好ましくは、空洞78の形状は、得られるインダイレクトボンディングトレー全体の寸法を小さくすることに加えて、トレー及び容器76を作製するのに必要な材料の量を低減するために、できるだけ最小化される。

30

【0073】

追加の選択肢として、追跡番号及び/又は患者データのようなしるしを、後者の構成要素を形成するラピッドプロトタイピングプロセス中、トレー成型容器76、咬合停止部材70及び/又は歯列弓模型30のラピッドプロトタイピングにより形成してもよい。更に、このようなしるしは、以下に記載するようにインダイレクトボンディングトレーが作製されるとき、しるしの陽画像を示すインプリントが後に形成されるように、底面80及び/又は側壁82の内面に沿った鏡像として形成することができる。しかしながら、あるいは、1組の予め製造された成型容器を、上記特別仕様の成型容器の代わりに用いてもよい。例えば、1組の容器を、マクローリン(McLaughlin)博士、ベネット(Bennett)博士及びトレビシ(Trevisi)博士により記載のように、当該技術分野において既知である、卵形、標準的、正方形弓形のような、種々の標準化された弓形に一致するよう作製することができる。更に、標準的な弓形に関連する容器をそれぞれ、小、中及び大のような特定の大きさに予め製造することができる。

40

【0074】

トレー成型容器76はまた、図示した実施形態では、1対の離間した柱84を含む位置

50

合わせ構造を含む枠組みを有する。柱 8 4 は、弓模型 3 0 をトレー成型容器 7 6 の空洞 7 8 内に定置するとき、弓模型基材 3 6 の位置合わせ穴 3 8 に噛合受容される。この方式では、弓模型 3 0 の配向及び得られるインダイレクトボンディングトレーは、所望の、所定の空間的関係で、空洞 7 8 の配向に対して固定される。非円形断面形状を有する単一の柱及び単一の整合穴 (matching hole)、又は柱及び穴の他の組み合わせ、又はこのような構成要素の反転のような、トレー成型容器 7 6 及び弓模型基材 3 6 の位置合わせ構造用の他の構成もまた可能である。

【 0 0 7 5 】

ある量の第 2 のマトリックス材料 8 6 (図 1 4 及び 1 5 には図示せず。図 1 6 及び 1 7 を参照)を、空洞 7 8 に分配する。装具 4 6 、4 6 a 及び咬合停止部材 7 0 とともに、弓模型 3 0 を、次いでブロック 1 2 2 に記載のように、反転させ、空洞 7 8 に定置する。図 1 6 は、第 2 のマトリックス材料 8 6 を収容しているトレー成型容器 7 6 の空洞 7 8 に受容されたときの、代表的な模型の歯 3 4 、装具 4 6 、第 1 のマトリックス材料 7 4 及び咬合停止部材 7 0 の断面図である。

【 0 0 7 6 】

図 1 6 に示すように、第 2 のマトリックス材料 8 6 は、第 1 のマトリックス材料 7 4 と咬合停止部材 7 0 に覆われている領域を除き、複数の歯 3 4 の唇側、咬合側及び舌側表面に接触する。更に、第 2 のマトリックス材料 8 6 は、下に横たわる弓模型 3 0 の領域を除き、第 1 のマトリックス材料 7 4 上に延在し、好ましくはそれを完全に取り囲む。所望により、第 2 のマトリックス材料 8 6 は、模型の臼歯に隣接する第 1 のマトリックス材料 7 4 の遠心端上に延在する。第 2 のマトリックス材料 8 6 はまた、好ましくは、咬合停止部材 7 0 の弓模型 3 0 に接触している部分を除き、咬合停止部材 7 0 を取り囲む。この実施形態では、停止部材 7 0 は第 1 のマトリックス材料 7 4 から離間し、第 2 のマトリックス材料 8 6 により第 1 のマトリックス材料 7 4 から分離される。

【 0 0 7 7 】

好適な第 2 のマトリックス材料 8 6 の例は、ヘレウス・クルツァー社 (Heraeus Kulzer, Inc.) 製のメモシリ (Memosil) 2 錄柄のビニルポリシロキサン材料である。第 2 のマトリックス材料 8 6 は、硬化前に、好ましくは約 1 0 0 0 P a · s (1, 0 0 0, 0 0 0 c p) 未満、より好ましくは約 1 0 0 P a · s (1 0 0, 0 0 0 c p) 未満、最も好ましくは約 8 P a · s (8, 0 0 0 c p) 未満の粘度を有する。一旦固化すると、第 2 のマトリックス材料 8 6 は、2 0 伸び率 % (ASTM D 4 1 2 に従って) で、0.4 × 1 0 ⁶ ~ 約 6.5 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲、より好ましくは約 0.8 × 1 0 ⁶ ~ 3.3 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲、最も好ましくは約 1.1 × 1 0 ⁶ ~ 約 1.4 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲の引張応力を有し、5 0 伸び率 % で、約 0.8 × 1 0 ⁶ ~ 約 1 2.5 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲、より好ましくは約 1.6 × 1 0 ⁶ ~ 約 6.2 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲、最も好ましくは約 2.8 × 1 0 ⁶ ~ 約 3.4 × 1 0 ⁶ パスカルの範囲の引張応力を有する。好適な第 2 のマトリックス材料 8 6 の例は、2 0 伸び率 % で約 1.3 × 1 0 ⁶ パスカルの引張応力、5 0 伸び率 % で約 3.1 × 1 0 ⁶ パスカルの引張応力を有する。

【 0 0 7 8 】

第 2 のマトリックス材料 8 6 は、好ましくは、第 1 のマトリックス材料 7 4 の組成と異なる組成を有し、固化後、好ましくは固化後の第 1 のマトリックス材料 7 4 が示す 2 0 伸び率 % における引張応力より大きな 2 0 伸び率 % における引張応力を示す。固化後の第 2 マトリックス材料 8 6 は、好ましくは約 2 : 1 ~ 約 4 0 : 1 の範囲の比で、より好ましくは約 5 : 1 ~ 約 2 0 : 1 の範囲の比で、最も好ましくは約 7 : 1 ~ 約 1 2 : 1 の範囲の比で、固化後の第 1 のマトリックス材料 7 4 の 2 0 伸び率 % における引張応力を超える、2 0 伸び率 % における引張応力を示す。好ましくは、第 2 マトリックス材料 8 6 は、比較的高い固着強度で、第 1 のマトリックス材料 7 4 に化学的に固着する。

【 0 0 7 9 】

咬合停止部材 7 0 は、比較的非可撓性であり、第 1 のマトリックス材料 7 4 又は第 2 のマトリックス材料 8 6 のいずれかのショア A 硬度を超えるショア A 硬度を有する。好まし

10

20

30

40

50

くは、咬合停止部材 70 は、約 72 を超えるショア A 硬度、より好ましくは約 90 を超えるショア A 硬度、更により好ましくは約 60 を超えるショア D 硬度、最も好ましくは約 75 を超えるショア D 硬度を有する。好適な硬度の例は、72 ショア A 硬度である。

【 0080 】

所望により、咬合停止部材 70 は、後者が硬化するとき、第 2 のマトリックス材料 86 に化学的に固着する。更に、又はあるいは、第 2 のマトリックス材料 86 の薄層は、一旦固化すると、停止部材 70 を物理的に捕捉し、第 2 のマトリックス材料 86 に接続させるために、弓模型 30 に向かい合う停止部材 70 の側面に對向する咬合停止部材 70 の平坦な上面に延在する。更に、咬合停止部材 70 は、外向きに延在するとき、又は一旦後者が固化すると、咬合停止部材 70 を第 2 のマトリックス材料 86 に機械的に連結するための下を切り取った領域を提供する他の構造を含んでもよい。

10

【 0081 】

代替として、咬合停止部材 70 を成型容器 76 の空洞 78 に挿入し、弓模型 30 及び装具 46、46a が容器 76 内に定置される前に、容器の底面 80 に接触して定置する。この代替では、ある量の第 2 のマトリックス材料は、弓模型 30 及び装具 46、46a が空洞 78 内に定置される前又は後のいずれかに、空洞 78 内に分配される。一例として、停止部材 70 は、後者が空洞 78 内に受容されるとき、停止部材 70 が弓模型 30 と適切に位置合わせされるように、側壁 82 の形状に一致する周囲形状を有する。別の例として、停止部材 70 は、側壁 82 の形状より若干小さい周囲形状を有し、代わりに、停止部材 70 を正確に、その後位置合わせするために、空洞 78 内に延在する容器 76 の位置合わせ構造を、弓模型 30 に係合させる。

20

【 0082 】

一旦第 2 のマトリックス材料 86 が固化すると、それにより装具 46、46a、咬合停止部材 70、及びマトリックス材料 74、86 を含むインダイレクトボンディングトレーラー 88 が形成される。次いで、ブロック 124 に示すように、トレーラー 88 を成型容器 76 から取り外し、次いでボンディングトレーラー 88 を弓模型 30 から取り外す。上述のような離型剤の使用により、成型容器 76 からのトレーラー 88 の取り外し、及び、弓模型 30 からのトレーラー 88 (装具 46、46a を含む) の取り外しを容易にするのを補助する。トレーラー 88 の過剰な材料を、次いで、ブロック 126 に記載のように必要に応じトリムし、トレーラー 88 を使用前に点検する。

30

【 0083 】

図 17 に示すように、固化した第 2 のマトリックス材料 86 は、トレーラー 88 の舌側、咬合側及び顔面側側面をそれぞれ表す、舌側、咬合側及び顔面側外面を示す。好ましくは、トレーラー 88 の顔面側側面に沿ったトレーラー 88 の最外歯肉側縁部は、装具の歯肉側側面のわずかだけ下方に位置し、トレーラー 88 が患者の歯列弓上の所定の位置に受容されるとき、患者の歯肉縁から咬合側方向に離間する。好ましくは、トレーラー 88 の舌側側面に沿ったトレーラー 88 の最外歯肉側縁部は、トレーラー 88 が患者の歯列弓の所定の位置に受容されるとき、患者の歯肉縁から約 0.5 mm 離間する。このような構成により、固着手順中、患者の歯に対して装具 46、46a を付勢するのが容易になる。その顔面側及び舌側側面に沿ったトレーラー 88 の最外歯肉側縁部は、実質的に直線であってもよいし、歯肉縁の輪郭に従って波形に仕上げてもよい。

40

【 0084 】

インダイレクトボンディングトレーラー 88 の代表的な使用の説明について、ここで、図 17 を参照して提供する。まず、装具 46、46a を受容する患者の歯を、口角鉤、舌ガード、巻き綿、ドライアングル (dry angle) 及び / 又は必要に応じて他の物品を用いて隔離する。代表的な歯 90 を図 17 に示す。歯 90 は、次いで、エアシリンジからの加圧空気を用いて完全に乾燥させる。次に、エッティング液 (3M ユニテック (3M Unitek Corporation) 製のトランスポンド (Transbond) X T 銘柄のエッティングゲルなど) を、エッティング液が隣接歯間の接点に流入したり、又は皮膚若しくは歯肉に係合しないように注意しながら、装具 46、46a に覆われるべき通常領域にある歯 90 上に軽く塗布する。

50

【0085】

エッティング液が選択された歯表面上に約30秒間留まった後、溶液は、15秒間水流によって歯90から洗い流される。次に、患者の歯を、エアシリンジからの加圧空気を適用することによって乾燥させ（例えば、30秒間）、余分な水を吸引によって除去する。あるいは、歯を、同時にエッティングし、3Mユニテック社（3M Unitek Corporation）製のトランスポンド・プラス・エッティング・プライマー（Transbond Plus Self Etching Primer）で下塗りしてもよい。また、唾液がエッティングされたエナメル質表面と確実に接触しないように注意すべきである。巻き綿又は他の吸収装置を必要に応じて交換し、やはり、確実に唾液がエッティングされたエナメル質に接触しないようにする。次に、エアシリンジからの空気を、歯90に再び適用し、確実に歯90を完全に乾燥させてよい。

10

【0086】

次に、ボンディング接着剤を装具46、46aの固着パッド及び/又は患者の歯90の選択領域に適用する。所望により、ボンディング接着剤は、図17に示すような二成分接着剤である。例えば、第1の構成成分92はトランスポンド銘柄のXT下塗り剤（Transbond brand XT Primer）又はトランスポンド銘柄のMIP水分非感受性下塗り剤（Transbond brand MIP Moisture Insensitive Primer）であり、第2の構成成分94は、トランスポンド銘柄のプラス・セルフエッティング下塗り剤（Transbond brand Plus Self Etching Primer）であり、これらは両方3Mユニテック社（3M Unitek Corporation）製である。第1の構成成分92は、装具46、46aの基部50に接続している固着パッド（図17では51と指定される）に適用され、第2の構成成分94は、対応する装具46、46aを受容すべき患者の歯90の領域に適用される。

20

【0087】

第1の構成成分92を固着パッドに適用し、第2の構成成分94を患者の歯90の対応する領域に適用した後、トレー88を、所望により揺動、ヒンジ型運動で、対応する歯90上に位置決めし、設置する。マトリックス材料74、86により表される空洞の形状及び咬合停止部材70はともに、下に横たわる歯の形状に一致するため、装具46、46aは同時に、弓模型30上の装具46、46aの以前のそれぞれの位置に対応する同じ位置に正確に、下に横たわる歯90に接触して設置される。

【0088】

トレー88を上述のような好ましい材料を用いて構築するとき、トレー88の歯の空洞が患者の歯列弓の歯上に受容されるように、トレー88は所定の位置に「パチッと嵌まる（snap）」ように見える。マトリックス材料74、86及び咬合停止部材70の表面により画定されるトレー88の内部空洞は、患者の歯90の形状に相補的な形状を有するため、トレー88は、接着剤が外圧の適用なく硬化するように、歯90に接触して装具46、46aを押すのに十分堅くてもよい。しかしながら、選択肢として、トレー88の咬合側及び顔面側表面に対して、ボンディング接着剤が十分に固化するまで、外圧を適用してもよい。例えば、装具46、46aを患者の歯90の顔面側表面にしっかりと押し付けるため、指圧を使用してもよい。

30

【0089】

好適な二成分化学硬化性接着剤の他の例としては、全て3Mユニテック製（3M Unitek）の、ソンティ（Sondh）銘柄のラピッド・セット（Rapid-Set）インダイレクトボンディング接着剤、ユナイト（Unite）銘柄の接着剤、コンサイス（Concise）銘柄の接着剤が挙げられる。代替として、樹脂改質ガラスアイオノマーセメントを使用してもよい。更に別の選択肢として、全て3Mユニテック社（3M Unitek Corporation）製の、トランスポンド（Transbond）XT銘柄の接着剤、トランスポンド（Transbond）LR銘柄の接着剤及びトランスポンド（Transbond）水分非感受性下塗り剤のような、光硬化性接着剤を用いてもよい。好適な光硬化性接着剤材料の他の例は、米国特許第7,137,812号（クリアリー（Cleary）ら）、並びに、係属中の米国特許出願公開第2005/0175965号（クレイグ（Craig）ら）、同第2005/0175966号（ファルサフィ（Falsafi）ら）、及び同第2005/0176844号（オーセン（Aasen）ら）に記載されてい

40

50

る。インダイレクトボンディングトレー 88 はまた、米国特許第 7,137,812 号（クリアリー（Cleary）ら）に記載のように、製造業者により接着剤で予めコーティングされた装具とともにパッケージ化されてもよい。下塗り剤を患者の歯 90 に適用するための代替法は、米国特許第 7,168,950 号（シネイダー Jr.（Cinader, Jr.）ら）に記載されている。

【0090】

一旦ボンディング接着剤が固化すれば、ボンディングトレー 88 を患者の歯列弓から注意深く取り除く。所望により、スケーラーのような手持ち器具を使用して、マトリックス材料 74 を装具 46、46a から剥がすときに、各装具 46、46a を患者のそれぞれの歯 90 の表面に接して保持する助けとしてもよい。しかしながら、第 1 のマトリックス材料 74 が比較的柔らかい場合、又は別の方法で装具 46、46a から容易に解放される場合、新しい接着剤固着が破断するのを避ける助けとするため、スケーラーの使用は任意である。更に別の選択肢として、トレー 88 は、口腔から取り除く前にトレー 88 を破断するために、米国特許第 7,020,963 号（クリアリー（Cleary）ら）に記載のように、「引き綱（rip cord）」を含んでもよい。

10

【0091】

インダイレクトボンディングトレーが患者の歯列弓から解放された後、アーチワイヤを装具 46、46a のアーチワイヤスロットに定置し、所定の位置に結紮する。好適な結紮装置としては、小さな弾性 O リング、並びに装具 46、46a の周りで縛ってループ状にされたワイヤ区域が挙げられる。別の選択肢として、装具 46、46a は、米国特許第 6,302,688 号（ジョーダン（Jordan）ら）及び国際公開第 02/089693 号に記載のもののような、アーチワイヤに解放可能に係合するラッチを含む自己結紮装具であつてもよい。

20

【0092】

本発明の別の実施形態による咬合停止部材 70' を図 18 に示す。この実施形態では、咬合停止部材 70' は、単一、一体型構成要素であるが、模型の歯 34、34a の咬合先端に接触している 4 つの別々の離間区域 71' を含む。区域 71' のうち 2 つは、複製の臼歯 34a に接触するために弓模型 30 の後区域上に位置するが、一方 2 つの区域 71' は 2 つの模型の下顎切歯 34 に接触している。図示しないが、区域 71' はそれぞれ、下に横たわる模型の歯 34、34a の咬合先端を噛合受容する凹部（凹部 72 に類似する）を含む。

30

【0093】

咬合停止部材 70' はまた、前区域 71' 及び後区域 71' を連結させる、細長い、可撓性接続区域 73' を含む。連結区域 73' は、前区域 71' 及び後区域 71' より小さな断面積を有し、したがってより可撓性である。この実施形態では、連結区域 73' は模型の歯 34、34a と接触せず、模型の歯表面に一致する表面を含まない。

【0094】

更に、咬合停止部材 70' は、前区域 71' から離れて顎面側方向に延在するハンドル 75' を含む。ハンドル 75' は、一旦インダイレクトボンディングトレーが作製されると、両方のマトリックス材料を超えて延在し、インダイレクトボンディングトレーを患者の歯列弓上に定置するとき、施術者が使用するために、及び、装具を所定の位置に固着した後患者の口腔からインダイレクトボンディングトレーを取り除くために、便利なてこの支点を提供する。この実施形態では、トレー成型容器（容器 76 のような）は、外側壁 82 の中間付近に開口部を有して、咬合停止部材 70' が容器内に定置されるとき、ハンドル 75' を受容する。更に、トレー成型容器は、好ましくは、得られるボンディングトレーの全体の寸法を小さくするように、比較的緊密な関係で咬合停止部材 70' を受容する、丸みを帯びた底面（底面 80 のような平坦な底面の代わりに）を有する。

40

【0095】

可撓性接続区域 73' により、使用中、得られるインダイレクトボンディングトレーの屈曲が容易になる。具体的には、接続区域 73' は、インダイレクトボンディングトレー

50

の患者の口を通じた口腔内への通過を容易にするために、施術者が、得られるインダイレクトボンディングトレーの後区域を互いに向かう方向に押し込むのに必要な場合がある、指圧の量を低減する。一旦ボンディングトレーが口腔の内部に入ると、トレーの後区域上の圧力は解放され、接続区域 73' により弾力的ボンディングトレーの後区域がぱっと離れ、次いでトレーが患者の歯と接触して定置され得るように、元の外形に戻すことができる。

【0096】

好ましくは、後区域 71' は、歯列弓の各側の最も遠心の歯に隣接する歯にのみ接触する。好ましくは、前区域 71' は、歯列弓の 2 つの最も近心の歯にのみ接触する。好ましくは、区域 71' の全ては、隣接する装具 46 から少なくとも 0.5 mm 離間するが、得られるボンディングトレーの厚さが過度に影響しないように、必要以上の厚さを有しない。

【0097】

図 19 は、本発明の別の実施形態に従って構築された、咬合停止部材 70" 及びトレー成型容器 76" の断面図である。この実施形態では、咬合停止部材 70" は、最初はトレー成型容器 76" と一体であり、咬合停止部材 70" 及びトレー成型容器 76" はラピッドプロトタイピング中一緒に形成される。脆弱線 77" は咬合停止部材 70" を取り囲み、咬合停止部材 70" とトレー成型容器 76" との間の境界を画定する。図 16 に関連して上述した説明と同様の方式でマトリックス材料を形成し、固化した後、トレーを模型歯列弓から除去し、成型容器 76" を脆弱線 77" に沿って破断させ、廃棄する。

【0098】

別の選択肢として、上記任意の咬合停止部材 70、70'、70" は、それぞれの装具 46、46a に向かう歯肉側方向にそれぞれ延在する離間した 1 組の腕部を含んでもよい。例えば、腕部は、装具 46 の結合ウイングの間の咬合側 - 歯肉側又は「垂直」チャネルに受容される外端区域を含んでもよい。これらの外端区域は、その湾曲した中心線について回転する方向に得られるトレーを強化するのを補助し、その結果固着手順中患者の歯表面に接触して装具 46 を押すのを補助する。

【0099】

図 20 ~ 21 は、本発明の別の実施形態を示す。この実施形態では、歯列弓模型 30b はガイド 40b を含む位置合わせ構造を含む。しかしながら、この実施形態では、各装具のためのガイド 40b は、模型の歯 34b 上の装具の最終的な位置から離間し、代わりに模型の歯肉組織 32b 上又はそれに隣接して位置する。更に、1 つのガイド 40b のみが各模型の歯 34b と関連する。各ガイド 40b は、模型の歯肉組織 32b に一体に接続している本体 42b 及び対応する本体 42b からほぼ顔面側方向に外向きに延在するペグ 43b を含む。

【0100】

ホルダ 54b は各ガイド 40b に関連する。所望により、歯列弓模型 30b 及びガイド 40b は、ホルダ 54b の全てと一緒に单一、一体型構成要素として形成され、そのそれがガイド 40b のうち 1 つに隣接する位置で模型の歯肉組織 32b に一体に接続している。各ホルダ 54b は、ホルダ 54b を使用することができるとき、切断又は破断することができるスプル - 57b により、模型の歯肉組織 32b に一体に接続される（図面では、スプル - 57b は既に切り離された状態で示す）。この様式では、ホルダ 54b の全ては、必要になるまで系統的な様式で維持される。しかしながら、代替として、ホルダ 54b は弓模型 30b とは別に形成してもよい。ホルダ 54b とともに弓模型 30b は、上述のプロセスのようなラピッドプロトタイピングプロセスを用いて作製される。

【0101】

所望により、ホルダ 54b の外面に、隣接する模型の歯 34b 上に装着するために、ホルダ 54b により受容されるべき装具を識別するし（図示せず）をつける。別の選択肢として、装具又は模型の歯を識別するしは、スプル - によりホルダに接続されるタグ又はフランジ上につけられる。例えば、装具の製造業者の品番を、模型 30b 及びホル

10

20

30

40

50

ダ 5 4 b を製造するためのラピッドプロトタイピングプロセス中、ホルダ 5 4 b 、タグ又はフランジの表面上に形成してもよい。このような構成は、誤った装具が模型の歯 3 4 b 上に定置される可能性を低減するのに役立つ。所望により、歯の識別データ、追跡データ及び / 又は患者データのような、他のしるしを、同様にホルダ 5 4 b 、タグ又はフランジに適用してもよい。

【 0 1 0 2 】

図 2 0 に示したように、各ホルダ 5 4 b は、対応する歯を対象とする装具 4 6 b (図 2 1 を参照) のアーチワイヤスロットに噛合受容されるよう構成された細長い突出部又は外端 6 6 b を含むゲージを表す。好ましくは、ホルダ 5 4 b はまた、第 1 の突出部 6 6 b に対して斜めに延在する第 2 の細長い突出部 6 7 b を含む。第 2 の突出部 6 7 b は、ホルダ 5 4 b とともに用いることを目的とするブラケット装具の近心及び遠心結合ウイングの間の空間により提供される咬合側 - 歯肉側チャネルに噛合受容されるよう構成される。好ましくは、突出部 6 6 b 、 6 7 b は、もし移動するとしても、ほんの少ししか側方移動できないように、装具内にぴったり受容される。

【 0 1 0 3 】

各ホルダ 5 4 b はまた、ホルダ 5 4 b に対応する模型の歯 3 4 b に関連するペグ 4 3 b を噛合受容するよう構築された開口部 6 8 b を含む。図 2 0 に示す実施形態では、ペグ 4 3 b は全て同一形状を有し、開口部 6 8 b は全てペグ 4 3 b の形状に一致する同一形状を有する。しかしながら、他の構築物も可能である。例えば、各ペグ 4 3 b が、開口部 6 8 b のうち 1 つに噛み合う、独特の断面形状に対応する独特の断面外形を有して、確実に正しいホルダ 5 4 b が対象とするガイド 4 0 b のみと一緒に用いられるよう補助する。例えば、あるペグ 4 3 b は「 L 」字状断面を有してもよく、一方別のペグ 4 3 b は星形断面を有してもよい。他の可能な構築物としては、弓模型 3 0 b 上に形成されるペグ及び穴の一致する配列に噛み合う、ホルダ 5 4 b 上に形成される穴及びペグの独特の配列が挙げられる。ペグ 4 3 b の形状はまた、一致する開口部 6 8 b と噛み合うよう構成された、別個の段付き肩部の独特的組み合わせにより変化することができる。

【 0 1 0 4 】

図 2 1 は、模型の歯 3 4 b 上に歯列矯正ブラケット装具 4 6 b を装着するためのホルダ 5 4 b のうち 1 つの使用の拡大図である。例示目的のために、残りの模型の歯に関連する装具、ホルダ及びガイドは図示しない。図 2 1 では、初めにホルダ 5 4 b に関連しているスプルーは切断されており、ホルダ 5 4 b の突出部 6 6 b 、 6 7 b は装具 4 6 b のアーチワイヤスロット及び咬合側 - 歯肉側チャネルに受容されている。図示したように、ホルダ 5 4 b がペグ 4 3 b に受容され、ガイド 4 0 b の本体 4 2 b 上にしっかりと設置されているとき、装具 4 6 b は模型の歯 3 4 b 上の所定の位置に位置する。ホルダ 5 4 b 及びガイド 4 0 b の物理的特性の少なくともいくつかは既知であるため、この所定の位置は既知である。より具体的には、この実施形態では、装具 4 6 b の所定の位置は、突出部 6 6 b 、 6 7 b とガイド 4 0 b との間の空間的関係に対する理解により確実になる。

【 0 1 0 5 】

図 2 0 ~ 2 1 に示す実施形態は、ガイド 4 0 b が関連する模型の歯 3 4 b から離間しているという点で有利である。この構築物は、図 3 ~ 5 に示す種類のガイド 4 0 の使用が隣接する模型の歯又は装具に干渉する場合がある程、歯が比較的狭い又は不正咬合である場合、特に有益である。所望により、上述のようなガイド 4 0 、 4 0 a は、ガイド 4 0 、 4 0 a の使用が隣接するガイド又は装具への干渉を示す場合を除き、初期設定で使用してもよい。干渉が予測される場合には、ソフトウェアは、ガイド 4 0 b のようなガイドに自動的に置換し、このような干渉を避けることができる。初期設定でガイド 4 0 b のようなガイドを用いるという、逆もまた実施することができる。

【 0 1 0 6 】

更に、ガイド 4 0 b の位置が複製の歯 3 4 b から十分離間している場合、一旦ホルダ 5 4 b がガイド 4 0 b から取り外されると、ガイド 4 0 b を除去することは必須ではない場合がある。多くの場合、移動トレーは、製造後かつ患者の口腔内で使用する前にトリムさ

10

20

30

40

50

れ、その結果移動トレーの寸法は減少し、トレーの縁部は歯肉縁とのみ接触する、又は、歯肉縁上若しくは下のいずれかにわずかな間隔があく。結果として、ガイド 40 b を、模型の歯 34 b から十分離れた距離で、複製の歯肉組織 34 b 上に定置することにより、一旦トリムされた、得られるインダイレクトボンディングトレーはガイド 40 b の跡を含まない。

【0107】

本発明の別の実施形態による歯列弓模型 30 c を図 22 に示す。弓模型 30 c は、弓模型 30 c が、複製の歯肉組織 32 c の底部から半径方向に延在するし - 支持フランジ (bearing flange) 又は基部 96 c を含むことを除き、弓模型 30 b に類似している。図示したように、基部 96 c は全体的に若干平面的な外形を有するが、他の形状もまた可能である。例えば、基部 96 c は、それぞれ対応する模型の歯 34 c から半径方向に延在する、複数の取り外し可能なし - 支持タグを提供することにより、構築できる。

10

【0108】

図 22 に示したように基部 96 c は複数のし - 97 c を含み、そのそれぞれは対応する模型の歯 34 c に直接隣接する。この例におけるし - 97 c は、歯列矯正装具が対応する模型の歯 34 c に受容されるために、製造業者の品番を提供する。し - 97 c はまた同様に、装具の処方、装具の銘柄名、装具の他の特性、追跡データ及び / 又は患者データのような他の情報を含んでもよい。所望により、し - 97 c により提供される情報はまた、図 20 ~ 21 に示した実施形態に関連して上述したようなホルダ 54 b の外面上に提供されるしと同様に、ホルダ 54 c の外面上に提供される。

20

【0109】

し - 97 c は、弓模型 30 c を用いてインダイレクトボンディングトレーを作製する技術者が、正しい、関連する模型の歯 34 c 上に、正しい、対象とする歯列矯正装具を実装するのを補助する。歯列矯正装具の各製造業者は、利用可能な数百種の異なる装具を有する場合があるため、し - 97 c は技術者が適切な装具の選択を誤ることを避けるのを補助する。し - 97 c を含む基部 96 c は、有利なことに、ラピッドプロトタイピングプロセスを用いて歯列弓模型 30 c と一緒に製造される。ガイド及びホルダのような歯列弓模型 30 c の他の様様は、上記ガイド 40 b 及びホルダ 54 b と同様であり、よってこれらの様様の詳細な説明を繰り返す必要はない。例示目的のために、ガイド、ホルダ及び装具を 1 つだけ図 22 に示す。

30

【0110】

本発明の別の実施形態による歯列弓模型 30 d を図 23 に示す。歯列弓模型 30 d は、複製の歯肉組織 32 d 及び 1 組の複製の歯 34 d を含む。更に、歯列弓模型 30 d は、基部 96 c の構成と同様の様式で、複製の歯肉組織 30 d の底部から半径方向に外向きに延在する基部 96 d を含む。図示しないが、基部 96 d は、所望により、上述のし - 97 c と同様のしを備えてよい。

【0111】

基部 96 d はまた、模型の歯 34 d のそれぞれに関連する位置合わせ構造又はガイド 40 d を含む。この実施形態では、ガイド 40 d は、模型の歯 34 d の表面上の歯列矯正装具 46 d の、対象とする、所望の位置に対して、3D 空間内の既知の位置を有する 2 つの穴 98 d を含む。図示した実施形態では、各ガイド 40 d は、基部 96 d の 2 つの円筒形穴 98 d により提供されるが、他の構成も可能である。例えば、各ガイド 40 d は、非円形断面形状を有する単一の穴により提供されてもよい。更に別の選択肢として、各ガイド 40 d は、図 20 ~ 21 に示した実施形態に関連して上述したペグ 43 b に類似している、1 つ又はそれ以上の直立ペグにより提供されてもよい。

40

【0112】

各模型の歯 34 d に対して 1 つのホルダ 54 d が対応する、一連のホルダ 54 d もまた提供される。図示しないが、各ホルダ 54 d は、ホルダ 54 d がその適切な位置に存在するとき、ガイド 40 d の穴に噛合受容される 1 対のぶら下がっている (depending) 円筒形ペグを有する。各ホルダ 54 d は、対応する装具 46 d のアーチワイヤスロットに噛合

50

受容される、細長い、矩形突出部の形状の外端 6 6 d を含むゲージを表す。所望により、各ホルダ 5 4 d はまた、上記突出部 6 7 b に類似している、隣接する結合ウイングの間の咬合側 - 齒肉側チャネルに受容された第 2 の突出部を含んでもよい。ホルダ 5 4 d のペグがそれぞれのガイド 4 0 d に受容されるとき、装具 4 6 d は、複製の歯 3 4 d 上の目的的位置に位置決めされる。

【 0 1 1 3 】

ホルダ 5 4 d は、好ましくは、ラピッドプロトタイピングプロセスを用いて作製され、好ましくは、弓模型 3 0 d の製造中に作製される。模型の歯 3 4 d 上に装具 4 6 d を装着する間、各装具 4 6 d は、隣接する模型の歯 3 4 d 上に別の装具 4 6 d を装着する前に、関連するホルダ 5 4 d を装具 4 6 d から取り外し、基部 9 6 d から除去することができるよう、順次、関連する模型の歯 3 4 d 上に固着させてもよい。例えば、図 2 3 では、ホルダ 5 4 d が互いに接触しない、又は他の方法で干渉しないように、実線により表されるホルダ 5 4 d を用い、次いでそれを、点線により表される隣接するホルダ 5 4 d を使用して基部 9 6 d 上に定置する前に除去することができる。

10

【 0 1 1 4 】

所望により、各ホルダは単一の模型の歯 3 4 d に関連する独特の構成要素として製造され、識別用のしるしは上述のようにホルダの外面上に設けられてもよい。別の選択肢として、外端 6 6 d が装具 4 6 d のアーチワイヤスロットに適切に受容される限り、ホルダのいくつかを用いて、装具 4 6 d を複数の模型の歯 3 4 d 上に実装してもよい。この目的を達成するために、基部 9 6 d に設けられた穴 9 8 d は、特性が既知であるホルダ 5 4 d が、装具 4 6 d を模型の歯 3 4 d 上の目的の位置に定置することができるよう、関連する模型の歯 3 4 d に対して 3 D 空間に配向される。

20

【 0 1 1 5 】

上記実施形態の全てでは、ホルダとガイドを併用することが、歯科矯正装具の装着が、アーチワイヤスロットを、歯列弓模型又はその基材の構造的特性へ物理的に位置合わせすることにより実施されるという点で有利である。上記モデリング・ソフトウェアは、テンプレート及び計測器等を使用することなく、装具を正確に装着できるように、ガイドを含む弓模型をラピッドプロトタイピング製造するための指示を提供することができる。更に、直線ワイヤ治療の原理はアーチワイヤスロットの配向に基づくため、本明細書に記載のようにアーチワイヤスロットを歯列弓模型へ位置合わせすることにより、治療の終わりに、確実に歯を所望の位置に整列させる。

30

【 0 1 1 6 】

上記種々の実施形態に加えて、他の特徴、構成及び方法が可能である。例えば、係属中の、「歯科矯正インダイレクトボンディング手順中に水分を制御するための装置及び方法 (APPARATUS AND METHODS FOR CONTROLLING MOISTURE DURING ORTHODONTIC INDIRECT BONDING PROCEDURES)」と題された、米国特許出願(出願番号第 1 1 / 4 2 2 , 6 1 3 号)及び係属中の、「水分制御された歯科矯正用インダイレクトボンディングトレー (ORTHODONTIC INDIRECT BONDING TRAY WITH MOISTURE CONTROL)」と題された米国特許出願(出願番号第 1 1 / 4 2 2 , 6 1 4 号)に記載のような、固着手順中水分制御を制御するための構造をボンディングトレーに加えることができる。係属中の、「光硬化性接着剤材料を用いた歯科矯正装具を固着させる方法及び装置 (METHODS AND APPARATUS FOR BONDING ORTHODONTIC APPLIANCES USING PHOTOCURABLE ADHESIVE MATERIAL)」と題された、米国特許出願第 1 1 / 6 8 9 8 5 6 号(2007年3月22日出願)に記載のように、光源を受容するために、ボンディングトレー内に容器を設けることができる。「患者特異的歯科矯正材料のRFID追跡 (RFID TRACKING OF PATIENT-SPECIFIC ORTHODONTIC MATERIALS)」と題された、米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 1 3 4 5 8 0 号に記載のように、無線認証 (RFID) タグを用いて、ボンディングトレーの製造全体にわたって患者特異的な材料を追跡することができる。「マーカーによる物理的及び仮想歯構造の位置合わせ (REGISTERING PHYSICAL AND VIRTUAL TOOTH STRUCTURES WITH MARKERS)」と題された、米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 3 1 7 7 4 号に記載のように、マーカーを用いて仮想及び物

40

50

理的歯列弓を位置合わせしてもよい。

[0 1 1 7]

更に、上記本発明の複数の他の変形も可能である。したがって、本発明は、詳細に上述した現在の好ましい実施形態に限定されると見なすべきではなく、それらの等価物とともに以下の特許請求の範囲の適正な範囲によって制限される。本発明の実施態様の一部を以下の項目 1 - 3 1 に列記する。

[1]

歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法であって、患者の歯列弓の少なくとも一部を表すデジタルデータファイルを提供する工程と、前記歯列弓上の歯列矯正装具の所望の位置を決定する工程と、

10

前記デジタルデータファイルを用いて前記患者の歯列弓模型を形成する工程であって、前記患者の歯列弓模型を形成する前記行為が、前記模型上の前記歯列矯正装具の前記所望の位置に対して既知の物理的特性を有するガイドを提供する行為を含む工程と、

装具ホルダと前記歯列矯正装具のアーチワイヤスロットとを接続する工程と、

前記ホルダと前記装具のアーチワイヤスロットとを接続しながら、前記ホルダと前記ガイドとを接触させる工程であって、前記ホルダと前記ガイドとを接触させる前記行為が、前記患者の歯列弓上の前記装具の前記所望の位置に対応する前記模型上の位置に前記装具を移動させる行為を含む工程と、

前記歯列矯正装具を含む前記歯列弓模型上でインダイレクトボンディングトレーを形成する工程と、を備える方法。

20

[2]

ガイドを提供する前記行為が、少なくとも 1 つのガイドを前記模型の各歯に設けるように複数のガイドを提供する行為を含む、項目 1 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[3]

ガイドを提供する前記行為が、前記歯列矯正装具を受容するのに十分な距離離している 1 対のガイドを提供する行為を含む、項目 1 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[4]

ガイドを提供する前記行為が、各ガイド内に前記アーチワイヤスロットと位置合わせするためのチャネルを提供する行為を含む、項目 3 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

30

[5]

前記模型上にインダイレクトボンディングトレーを形成する前記行為の前に、前記模型から前記ガイドを取り外す行為を含む、項目 1 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[6]

前記ガイドがチャネルを有し、前記ホルダと前記ガイドとを接触させる前記行為が、前記ホルダを前記ガイドの前記チャネル内に移動させる行為を含む、項目 1 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

40

[7]

前記ホルダと前記ガイドとを接触させる前記行為が、前記ホルダを前記チャネルの底壁に接するように設置する行為を含む、項目 6 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[8]

前記患者の歯列弓模型を形成する前記行為が、前記ホルダを製造する行為と同時に実施される、項目 1 に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[9]

前記ホルダが初めに前記模型と一体に接続される、項目 8 に記載の歯列矯正治療用のイ

50

ンダイレクトボンディングトレーを製造する方法。[1 0]

装具ホルダと前記歯列矯正装具のアーチワイヤスロットとを接続する前記行為が、前記ホルダの1対の外端を互いから離れる方向に移動させて、前記アーチワイヤスロットの対向する壁に接触させることにより実施される、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[1 1]

装具ホルダと前記歯列矯正装具のアーチワイヤスロットとを接続する前記行為が、前記ホルダの1対の対向する外端を、前記アーチワイヤスロットの近心開口部及び遠心開口部に挿入することにより実施される、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

10

[1 2]

ガイドを提供する前記行為が、前記装具を受容することを目的とする前記歯列弓模型の歯から離間しているガイドを提供することにより実施される、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[1 3]

前記歯列弓模型上にインダイレクトボンディングトレーを形成する前記行為を実施する前に、前記歯列矯正装具の前記アーチワイヤスロットから前記ホルダを切り離す行為を含む、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

20

[1 4]

前記ホルダと前記装具の前記アーチワイヤスロットとを接続しながら、前記ホルダと前記ガイドとを接触させる前記行為が、前記ホルダを前記ガイド内に完全に設置し、前記ホルダを前記アーチワイヤスロット内に完全に設置することにより実施される、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[1 5]

前記装具を前記模型上の位置に移動させる前記行為が、基部の1つの側面と前記模型の歯の隣接する表面との間の空間が、前記基部の反対側の側面と前記模型の歯の隣接する表面との間の空間より大きくなるように、前記装具の前記基部を配向することにより実施される、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

30

[1 6]

トレー成型容器の位置合わせ構造と前記模型に接続されている位置合わせ構造とを係合せることにより実施される、前記患者の歯列弓模型をトレー成型容器内に定置する行為を含む、項目1に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[1 7]

歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造するためのアセンブリであつて、

前記アセンブリがラピッドプロトタイピング材料を含む歯列弓模型を備え、前記模型がガイドと、

40

アーチワイヤスロットを有する歯列矯正装具と、

前記歯列矯正装具を保持するためのホルダであつて、前記アーチワイヤスロットに少なくとも部分的に受容される外端を有するホルダと、を含み、前記ホルダが前記ガイドに接触しているとき、前記歯列矯正装具が前記歯列弓模型上の所望の予め選択した位置に位置決めされる、アセンブリ。

[1 8]

第2のガイドを含み、前記ガイドが互いに離間し、前記装具が前記ガイド間の空間に受容される、項目17に記載のアセンブリ。

[1 9]

50

各ガイドが外端を有し、前記外端が接近するとき、前記ガイドが互いから離れる方向に傾斜する、項目18に記載のアセンブリ。

[20]

前記ホルダの前記外端が矩形断面を有する細長い外形を有する、項目17に記載のアセンブリ。

[21]

前記ガイドが前記外端を受容するためのチャネルを含む、項目17に記載のアセンブリ。

[22]

前記ホルダが前記歯列矯正装具の前記アーチワイヤスロットに少なくとも部分的に受容される第2の外端を含み、前記ホルダを前記装具に固定するために、前記外端が互いから離れる方向に移動可能である、項目17に記載のアセンブリ。

10

[23]

前記ホルダが前記外端を示す2つのブレードを含み、前記ホルダがまた、前記外端を互いから離れて移動させるために、前記ブレードの間の位置に移動可能なバーを含む、項目22に記載のアセンブリ。

[24]

前記歯列弓模型が、ラピッドプロトタイピング材料の存在下又は非存在下で形成されるしるしを含む、項目17に記載のアセンブリ。

[25]

20

前記歯列弓模型が位置合わせ構造を有する基材を含み、前記アセンブリが前記歯列弓模型を受容するためのインダイレクトボンディングトレー成形容器を更に含み、前記成形容器が、前記歯列弓模型が前記成形容器に受容されているときに前記歯列弓模型の前記位置合わせ構造と係合するための構造を含む、項目17に記載のアセンブリ。

[26]

前記アセンブリが、前記トレー成形容器に初めに一体に接続されている咬合停止部材を更に含む、項目25に記載のアセンブリ。

[27]

30

前記歯列弓模型が複数の模型の歯を含み、前記ガイドが前記模型の歯から離間している、項目17に記載のアセンブリ。

[28]

前記歯列弓模型がしるしを備える基部を含む、項目17に記載のアセンブリ。

[29]

歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法であって、前記患者の歯列弓模型及び前記模型弓に接続している複数の歯列矯正装具を提供する工程と、

ある量のマトリックス材料をトレー成形容器の空洞内に分配する工程であって、前記トレー成形容器が咬合停止部材に一体に接続している工程と、

前記歯列弓模型と前記咬合停止部材とが接触するように、前記患者の歯列弓模型を前記歯列矯正装具とともに前記トレー成形容器内に定置する工程と、

40

前記マトリックス材料を固化させる工程と、

前記トレー成形容器を固化したマトリックス材料から取り外す工程であって、前記トレー成形容器を前記固化したマトリックス材料から取り外す前記行為が、前記トレー成形容器を前記咬合停止部材から切り離す行為を含む工程と、を備える方法。

[30]

前記トレー成形容器を前記咬合停止部材から切り離す前記行為が、前記トレー成形容器と前記咬合停止部材との間に初めから延在する脆弱線で破断させる行為を含む、項目29に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

[31]

50

前記患者の歯列弓模型を前記歯列矯正装具とともに前記トレー成形容器内に定置する前

記行為が、前記トレー成型容器の位置合わせ構造と、前記模型に接続されている位置合わせ構造とを係合させる行為を含む、項目29に記載の歯列矯正治療用のインダイレクトボンディングトレーを製造する方法。

【図1】



FIG. 1

【図2】

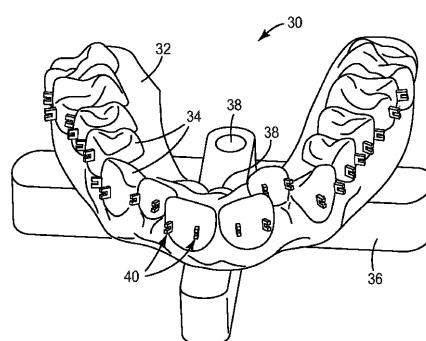


FIG. 2

【図3】

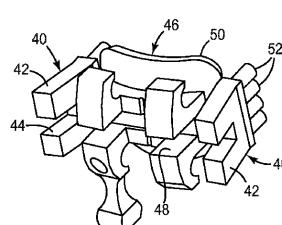


FIG. 3

【図4】

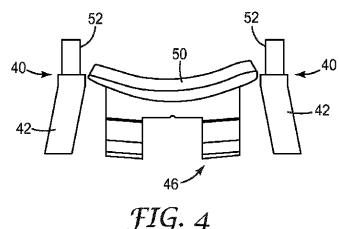


FIG. 4

【図5】

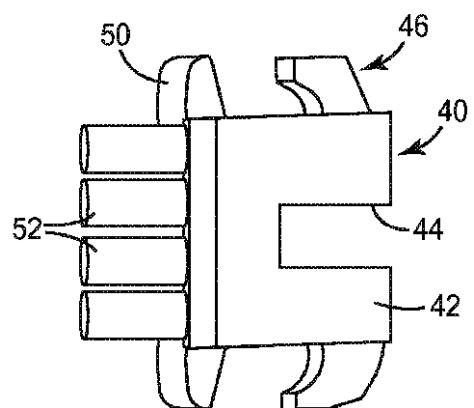


FIG. 5

【図6】

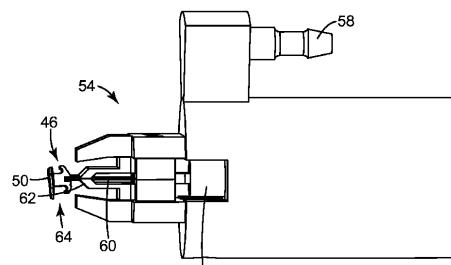


FIG. 6

【図7】

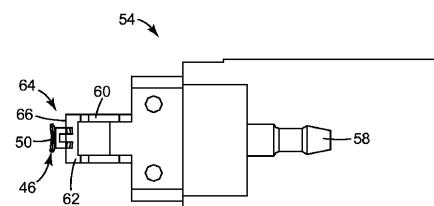


FIG. 7

【図8】

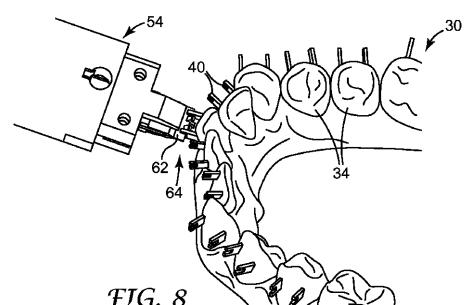


FIG. 8

【図9】

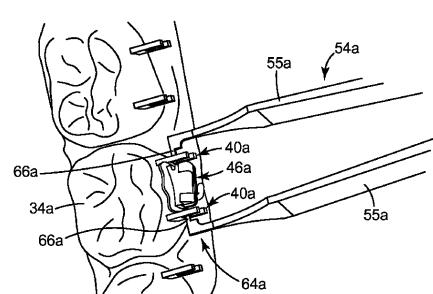


FIG. 9

【図10】

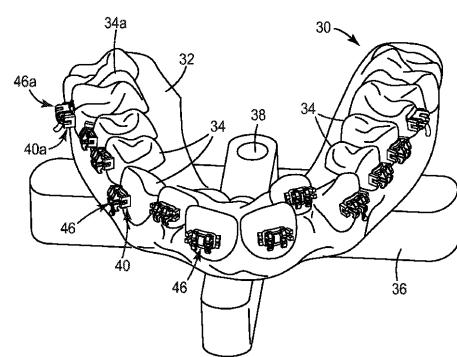


FIG. 10

【図 1 1】

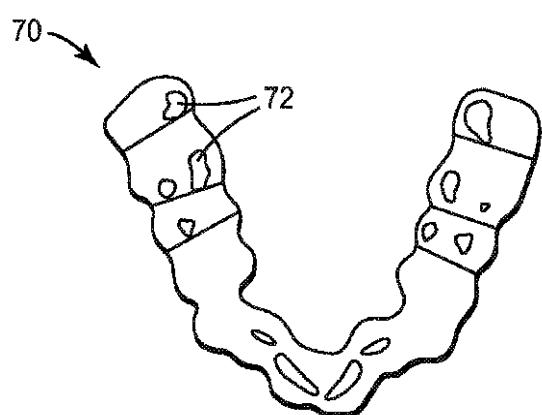


FIG. 11

【図 1 2】

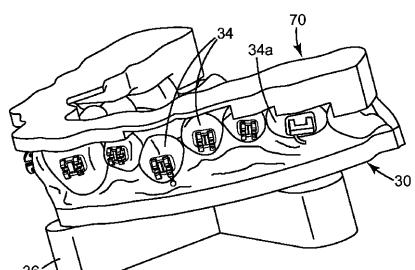


FIG. 12

【図 1 3】

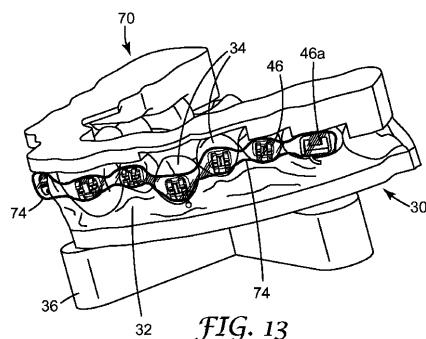


FIG. 13

【図 1 4】

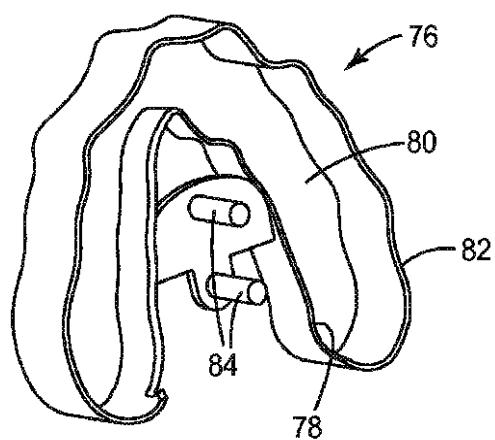


FIG. 14

【図 1 5】

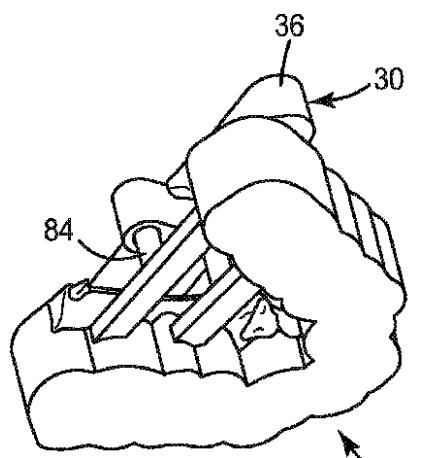


FIG. 15

【図16】

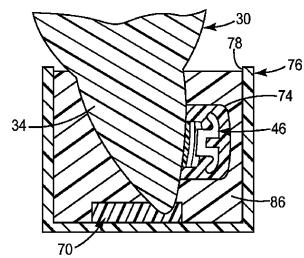


FIG. 16

【図18】

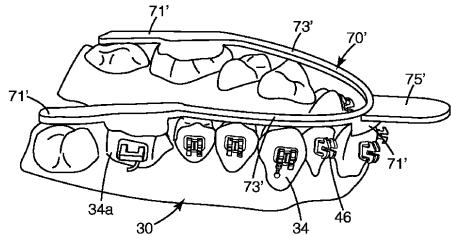


FIG. 18

【図17】

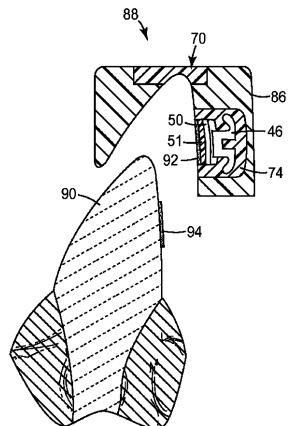


FIG. 17

【図19】

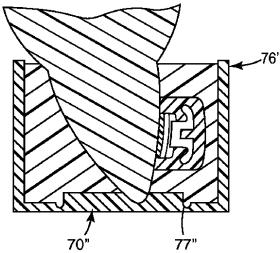


FIG. 19

【図20】

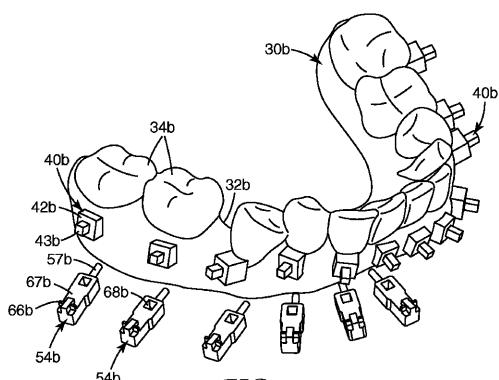


FIG. 20

【図22】

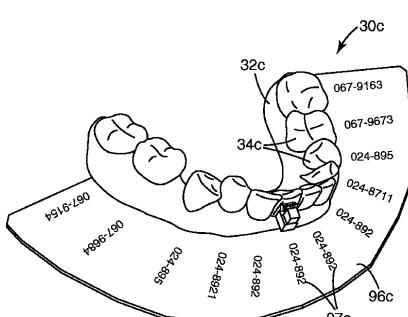


FIG. 22

【図21】

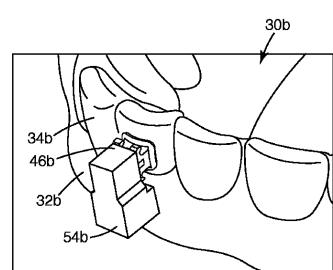


FIG. 21

【図23】

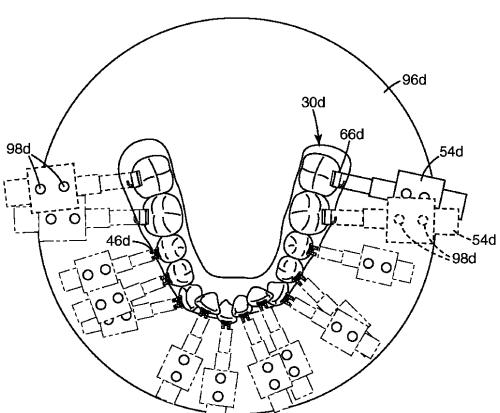


FIG. 23

フロントページの続き

(74)代理人 100093665
弁理士 蛯谷 厚志

(74)代理人 100146466
弁理士 高橋 正俊

(74)代理人 100173107
弁理士 胡田 尚則

(72)発明者 レイビー, リチャード イー.
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 キム, スンハン
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 コーパス, カルビン エヌ.
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 ライ, ミン - ライ
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 シネーダー, デイビッド ケー., ジュニア
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 クリアリー, ジェイムズ ディー.
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

(72)発明者 チャフィー, マシュー ディー.
アメリカ合衆国, ミネソタ 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

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0244790(US, A1)
特開2002-102256(JP, A)
特開平02-023957(JP, A)
米国特許第04487580(US, A)
登録実用新案第3122411(JP, U)
国際公開第2006/124263(WO, A1)
国際公開第2006/107575(WO, A1)
特開2005-246035(JP, A)
国際公開第01/87179(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 C 7 / 14
A 61 C 19 / 04