

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第7129747号**  
**(P7129747)**

(45)発行日 令和4年9月2日(2022.9.2)

(24)登録日 令和4年8月25日(2022.8.25)

(51)国際特許分類

A 6 1 C 7/14 (2006.01)

F I

A 6 1 C

7/14

請求項の数 9 (全37頁)

(21)出願番号 特願2019-530707(P2019-530707)  
 (86)(22)出願日 平成29年12月1日(2017.12.1)  
 (65)公表番号 特表2020-501656(P2020-501656)  
 A)  
 (43)公表日 令和2年1月23日(2020.1.23)  
 (86)国際出願番号 PCT/US2017/064168  
 (87)国際公開番号 WO2018/106527  
 (87)国際公開日 平成30年6月14日(2018.6.14)  
 審査請求日 令和2年11月30日(2020.11.30)  
 (31)優先権主張番号 62/432,420  
 (32)優先日 平成28年12月9日(2016.12.9)  
 (33)優先権主張国・地域又は機関  
 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 100130339  
 弁理士 藤井 憲  
 (74)代理人 100110803  
 弁理士 赤澤 太朗  
 (74)代理人 100135909  
 弁理士 野村 和歌子  
 (74)代理人 100133042  
 弁理士 佃 誠玄

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 エラストマー歯列矯正プラケット

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

歯列矯正装具であって、

アーチ部材と、

前記アーチ部材に結合される外側本体と、

前記外側本体に結合された内側本体であって、エラストマーである内側本体と、

歯に結合するように構成されたブラケットベースであって、1つ以上の歯を受け入れるように成形された1つ以上のキャビティを持つポリマーシェル部を有するブラケットベースと、

を備え、

前記内側本体が、前記外側本体と前記ブラケットベースとの間に配置され、

前記外側本体、前記内側本体、前記アーチ部材、及び、前記ブラケットベースが単一ピースとして形成され、

前記内側本体が、少なくとも0.1mmの厚さを有する、歯列矯正装具。

**【請求項2】**

1つ以上の歯を受け入れるように成形された1つ以上のキャビティをそれぞれ持つ複数のポリマーシェル部を有し、各ポリマーシェル部が前記内側本体及び前記外側本体に結合されている、請求項1に記載の歯列矯正装具。

**【請求項3】**

前記内側本体が、前記外側本体の少なくとも1つの主表面に少なくとも部分的に接触す

る、請求項 1 に記載の歯列矯正装具。

**【請求項 4】**

前記内側本体の弾性率が、前記アーチ部材の弾性率以下である、請求項 1 に記載の歯列矯正装具。

**【請求項 5】**

前記内側本体が第 1 のポリマー材料を含み、前記アーチ部材が前記第 1 のポリマー材料とは異なる第 2 のポリマー材料を含む、請求項 1 に記載の歯列矯正装具。

**【請求項 6】**

前記内側本体が、2500 メガパスカル以下の弾性率を有する、請求項 1 に記載の歯列矯正装具。

10

**【請求項 7】**

前記ブラケットベースが第 1 の厚さを有し、前記内側本体が第 2 の厚さを有し、前記第 2 の厚さが少なくとも前記第 1 の厚さである、請求項 1 に記載の歯列矯正装具。

**【請求項 8】**

前記複数のポリマーシェル部のそれぞれが、他の前記複数のポリマーシェル部から分離されるように形成されている、請求項 2 に記載の歯列矯正装具。

**【請求項 9】**

前記アーチ部材が、1つ以上の歯を第 1 の向きから連続的な向きに再配置するための 1 以上の力を付与する、請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の歯列矯正装具。

**【発明の詳細な説明】**

20

**【背景技術】**

**【0001】**

本開示は、歯列矯正、より具体的には、歯科矯正装具に関する。

**【0002】**

歯科矯正の分野は、患者の歯を再配置し機能及び審美的外観を向上することに関係する。例えば、歯科矯正治療は一般的に、患者の前歯、犬歯、及び臼歯に固着される、ブラケットとして知られる非常に小さい溝付き装具の使用を伴う場合が多い。アーチ部材を各ブラケットの溝に受け入れさせることができ、これが所望の向きに歯群の動きを案内するための軌道として機能する。

**【0003】**

30

歯列矯正ブラケットは、典型的には、ブラケットベースとブラケット本体とを有する固体ユニットとして形成され、アーチ部材によって印加される力は、歯列矯正ブラケットを介して歯に直接伝達される。アーチ部材は、アーチ部材から歯に力を伝達するために、歯列矯正ブラケットに固定されてもよい。第 1 の歯が、第 2 の隣接する歯よりも小さい印加力しか必要とせず、剛性アーチ部材 (19 × 25 mm のステンレス鋼の矩形アーチワイヤなど) が第 1 の歯にとって望ましい状況が存在し得る。通常、このために、一連の異なるアーチ部材が必要とされる場合がある。重度の不正咬合の早期の治療オプションが望まれる別の状況も起こり得る。

**【0004】**

国際公開第 2004052229 号 (Andrei k o) によって提案されているような各種解決策は、歯とブラケットベースとの間にエラストマー部を配置する必要がある。この位置合わせは、歯のアラインメントを矯正するために特定の力を印加する際、十分な弾性を提供しない場合がある。更に、エラストマーが応力下で変形するとき、ブラケットベース全体にわたる応力は一定ではないため、ブラケットベースの周辺部近傍に応力が集中することによって結合強度が容易に損なわれかねない。

40

**【発明の概要】**

**【0005】**

本開示の態様は、外側ブラケット本体に少なくとも隣接して内側エラストマー本体を配置することに関する。ブラケット本体に隣接して内側本体を配置することにより、アーチ部材からの力を分散させながら回転軸を維持する。更に、内側本体は、アーチ部材と歯と

50

の間にカスタマイズされた間隙を生成することができる。

#### 【 0 0 0 6 】

本開示の各種実施形態は、歯列矯正ブラケットを提供する。歯列矯正ブラケットは、ブラケット本体を含むことができる。ブラケット本体はまた、外側本体に結合された内側本体も含むことができる。歯列矯正ブラケットは、歯に結合するように構成されたブラケットベースを含むことができる。ブラケット本体の内側本体は、外側ブラケット本体とブラケットベースとの間に配置される。本開示はまた、1つ以上の歯を受け入れるように成形された1つ以上のキャビティをそれぞれ有する複数のポリマーシェル部を含む歯科装具も提供する。複数のシェル部のそれぞれは、他の複数のシェル部から分離されるように形成される。

10

#### 【 0 0 0 7 】

少なくとも1つの実施形態において、歯列矯正ブラケットは取り外し可能であってもよく、又は好ましくは義歯セメントと同様の弱い接着剤を使用して歯に接合されてもよい。シェル部のうちの1つ以上を含む歯科装具はまた、ブラケット本体も含むことができ、この本体は、エラストマーである内側本体部と外側本体部とから構成される。外側本体部は、アーチワイヤを受け入れるためのスロット（外側本体部と共に形成される）を含んでもよく、又は同じ材料若しくは異なる材料で作製されたアーチ部材に直接連結されてもよい。アーチ部材は、ワイヤ、ロッド又はビームと同様の薄い細長部材、幅広の平坦なリボン若しくはバンド、トレー、又はトラスなどを含む、様々な形態をとることができる。

#### 【 0 0 0 8 】

「好ましい」及び「好ましくは」という言葉は、一定の状況下で一定の利益を提供できる、本開示の実施形態を指す。しかし、他の実施形態もまた、同じ又は他の状況において好ましい場合がある。更には、1つ以上の好ましい実施形態の記載は、他の実施形態が有用ではないことを示唆するものではなく、本開示の範囲から他の実施形態を排除することを意図するものではない。

20

#### 【 0 0 0 9 】

本出願では、「a」、「an」、及び「the」等の用語は、単数の実体のみを指すことを意図するものではなく、例示のために具体例が使用され得る一般的な部類を含むことを意図するものである。用語「a」、「an」及び「the」は、用語「少なくとも1つの(at least one)」と互換的に使用される。列挙が後続する「～のうちの少なくとも1つ(at least one of)」及び「～のうちの少なくとも1つを含む(comprises at least one of)」という語句は、列挙内の項目のうちのいずれか1つ、及び列挙内の2つ以上の項目のいずれかの組み合わせを指す。

30

#### 【 0 0 1 0 】

本明細書で使用するとき、用語「又は」は、内容が明確にそれ以外を指示しない限り、一般的に「及び／又は」を含む通常の意味で使用される。

#### 【 0 0 1 1 】

用語「及び／又は」は、列挙された要素の1つ若しくは全て、又は列挙された要素のうちの任意の2つ以上の組み合わせを意味する。

#### 【 0 0 1 2 】

また、本明細書においては、全ての数は「約(about)」という用語で修飾されるものと想定され、好ましくは「厳密に」という用語で修飾されると想定される。本明細書で使用するとき、測定した量との関連において、用語「約」は、測定を行い、測定の目的及び使用される測定機器の精度に見合う水準の注意を払う当業者によって予測されるような測定量の変動を指す。

40

#### 【 0 0 1 3 】

また、本明細書では、端点による数値範囲の記載は、その範囲内に包含される全ての数及びその端点を含む（例えば、1～5は、1、1.5、2、2.75、3、3.80、4、5などを含む）。

#### 【 0 0 1 4 】

50

特性又は属性に対する修飾語として本明細書で使用する場合、用語「概ね」とは、特に定めのない限り、その特性又は属性が、当業者によって容易に認識されるものであるが、絶対的な精度又は完全な一致を必要とするものではないこと（例えば、定量化可能な特性に関しては、+/-20%の範囲内）を意味する。用語「実質的に」とは、特に明記しない限り、高い近似度（例えば、定量化可能な特性に関しては、+/-10%の範囲内）を意味するが、この場合もまた、絶対的な精度又は完全な一致を必要とするものではない。同一、等しい、均一な、一定の、厳密に、などの用語は、絶対的な精度又は完全な一致を必要とするものではなく、特定の状況に適用可能な、通常の許容誤差又は計測誤差の範囲内にあるものと理解される。

## 【0015】

10

本開示の上記の概要は、開示される各々の実施形態、又は本開示の全ての実施態様を説明することを目的としたものではない。以下の説明は、例示的な実施形態をより具体的に例示する。本出願を通していくつかの箇所において、例を列挙することによって指針が示されるが、それらの例は様々な組み合わせで使用することができる。いずれの場合にも、記載された列挙は、代表的な群としての役割のみを果たすものであり、排他的な列挙として解釈されるべきではない。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

20

【図1A】内側本体を有する歯列矯正ブラケットの顔面側図である。

【図1B】遠位側に向かって見た、図1Aに示す歯列矯正ブラケットの側面図である。

【図2】連結突出部を有する歯列矯正ブラケットの側面図である。

【図3】遠位側に向かって見た、包囲部分を有する歯列矯正ブラケットの側面図である。

【図4】遠位側に向かって見た、応力下の内側本体を有する図1Aに示す歯列矯正ブラケットの側面図である。

【図5A】内側本体を有する歯列矯正ブラケットの舌側図である。

【図5B】遠位側に向かって見た、内側本体を有する歯列矯正ブラケットの側断面図である。

【図6】アーチ部材と共に歯列矯正ブラケットのシステムを示す咬合側図である。

【図7】舌側 - 遠位側に向かって見た、下側切歯の舌側表面に取り付けられ、内側本体を組み込んだ歯列矯正ブラケットの斜視図である。

30

【図8A】歯肉側に向かって見た、内側本体を有する歯科装具の歯肉側立面図である。

【図8B】内側本体を有する歯科装具の右側面図である。

【図9A】遠位側に向かって見た、下歯に舌側に装着された内側本体を有する歯列矯正ブラケットの側面図である。

【図9B】舌側及び遠位側表面に向かって見た、図9Aに示す歯列矯正ブラケットの斜視側面図である。

【図9C】図9Aに示す歯列矯正ブラケットの顔面側図である。

【図10】診療所と製造施設が歯科装具製造プロセス全体を通じて情報を伝達する、例示的なコンピュータ環境を示すブロック図である。

【図11】本開示の一例による、診療所で実施されるプロセスを示すフローチャートである。

40

【図12】ネットワークを介して製造施設に接続されたクライアントコンピューティングデバイスの一例を示すブロック図である。

【図13】製造施設で行われる、取り外し可能な歯科装具のセットの組立プロセスを示すフローチャートである。

【図14】順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットを用いた治療の連続的な繰り返しを示すフローチャートである。

## 【0017】

上記で特定された図は、本開示のいくつかの実施形態を記載するものであるが、本明細書で言及されるとおり、他の実施形態もまた企図される。全ての場合において、本開示は

50

、限定ではなく、代表例の提示によって、本発明を提示する。当業者によって多数の他の改变及び実施形態が考案され得、それらは、本発明の原理の範囲内及び趣旨内に含まれることを理解されたい。

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0018】

###### 定義

方向に関して本明細書で使用するとき、

「近心」とは、患者の湾曲した歯列弓の正中線又は中心に向かう方向を意味する。

「遠心」とは、患者の湾曲した歯列弓の正中線から離れる方向を意味する。

「咬合側」とは、患者の歯の咬合平面又は外側先端部に向かう方向を意味する。 10

「歯肉側」とは、患者の歯茎又は歯肉に向かう方向を意味する。

「顔面側」とは、患者の唇又は頬に向かう方向を意味する。

「舌側」とは、患者の舌に向かう方向を意味する。

##### 【0019】

本開示の態様は、プラケット本体とプラケットベースとを有する歯列矯正プラケットに関する。具体的には、プラケット本体は、2つの部分として内側本体及び外側本体を含むことができる。内側本体は、エラストマーであり得る。

##### 【0020】

以下のセクションでは、歯列矯正プラケット又は歯科矯正装具及びそれらに関連する方法に関する例示的実施形態について説明する。これらの実施形態は、例示的なものであり、したがって、本発明を過度に制限するものとして解釈されるべきではない。例えば、当業者は、開示される装具及び方法を、歯の唇側表面若しくは舌側表面のいずれかへの取り付けに適合させるか、同じ歯列弓内の異なる歯への取り付けに適合させる（例えば、その歯列弓の近心側半体及び遠心側半体上の対応する装具）、又は、上顎歯列弓若しくは下顎歯列弓のいずれかに位置する歯への取り付けに適合させることができる点を理解されたい。 20

##### 【0021】

本明細書で説明される装具及び方法は、任意選択的に、治療を受けている個々の患者に合わせてカスタマイズすることができる。材料及び寸法上の仕様もまた、特許請求される発明の範囲から逸脱することなく、本明細書で開示されるものから変更することができる。別段の指定がない限り、提供される装具及び構成要素は、当業者には既知の、様々な金属材料、セラミック材料、ポリマー材料、及び複合材料のうちのいずれかで構築することが可能である。更には、別段の指示がない限り、これらの装具及びそれらの構成要素に関連付けられる例示的寸法は、決定的なものではなく、添付図面は、必ずしも一定の縮尺で描かれているものではない。 30

##### 【0022】

一実施形態による歯列矯正プラケット100を、図1A及び図1Bに示す。この実施形態の歯列矯正プラケット100、及び他の実施形態の歯科装具は、別段の指示がない限り、本明細書では、上顎又は下顎上の歯の顔側表面に取り付けられる基準フレームを使用して説明される。したがって、歯列矯正プラケット100を説明するために使用される、前庭側（頬側、唇側及び顔側を含む）、舌側、近心、遠心、咬合側及び歯肉側などの用語は、その選択された基準フレームに関するものである。しかしながら、歯列矯正プラケット100は、口腔内部で、他の歯上及び他の向きで使用することができるため、これらの実施形態は、選択された基準フレーム及び記述用語に限定されるものではない。例えば、歯列矯正プラケット100はまた、歯の唇側面に結合させることもできる。基準フレームに変更がある場合、本明細書で使用される記述用語を直接適用することができない点が、当業者には認識されるであろう。それにもかかわらず、これらの実施形態は、口腔内部での場所及び向きとは無関係であることが意図され、歯列矯正プラケットの実施形態を説明するために使用される、これらの相対的用語は、図面内の実施形態の明確な説明を単に提供するためのものにすぎない。それゆえ、前庭側、舌側、近心、遠心、咬合側、及び歯肉側という相対的用語は、いかなる方式でも、これらの実施形態を、特定の場所又は向きに限 40

定するものではない。

**【 0 0 2 3 】**

プラケット 100 は、プラケット本体に結合することができるプラケットベース 110 を備える。プラケット本体は、エラストマー部 118（「内側本体」と称されることがある）及び外側本体 112 を備えることができる。プラケット本体は、ベースではない構成要素を指すことができる。図 1A では、プラケット 100 は、少なくとも第 1 の表面 110A、第 2 の表面 110B 及び第 3 の表面 110C を有するプラケットベース 110（単に「ベース」と称する場合もある）を有する。第 1 の表面 110A は、外側本体 112（「外側本体」と称する場合もある）に面する側であってもよく、一方、第 2 の表面 110B はベースの側面であってもよい。第 3 の表面 110C は、歯 116 に面する側であってもよい。第 3 の表面 110C は、接着剤 124 を歯 116 に接合するように適合させることができる。したがって、第 3 の表面 110C は、プラケットを歯 116 に接合するために貼付される接着剤 124 を有してもよい。接着剤 124 は、他の取り付け手段が採用されるか否かに応じて任意であり得る。

**【 0 0 2 4 】**

外側本体 112 は、アーチ部材に結合するように構成された部分であってもよい。アーチ部材は、プラケットと協働して歯の位置を調整することができる。アーチ部材は例えば、様々な金属、ポリマー又はセラミックから作製される。外側本体 112 をアーチ部材に接続するために、様々な接続手段又は固定手段を採用し得る。外側本体 112 は、アーチ部材に結合又は接合するための様々な用具を有することができる。例えば、外側本体 112 は、歯を再配置するのに十分な力が発生するようにアーチ部材を受け入れるため、少なくとも 1 つのスロット又はチャネル 114（外側本体と共に形成される）を任意に有することができる。いくつかの実施形態において、外側本体は、金属製アーチ部材からの余分な摩擦から内側本体 118 を保護するためのスロットライナーを含むことができる。外側本体 112 は、タイピングなどの任意の固定手段を含むことができ、又は特定の実施態様では、外側本体 112 は、PCT 国際公開第 2016007646 号 (Yickら) に開示されているような自己結紮式固定手段を含むことができる。

**【 0 0 2 5 】**

外側本体 112 は、概ね、第 2 の表面 110B から離れるように、顔面側又は舌側方向でベース 110 と反対側外方に延在する。任意に、図示されるように、ベース 110 及び本体 112 は、別々の構成要素である。

**【 0 0 2 6 】**

ベース 110 は、プラケットパッド又は接合パッドと称することができる。少なくとも 1 つの実施形態において、ベースの形状は、統計的に正常な歯の解剖学的構造に基づくことができ、すなわち、「1 つの形状でどんな場合にも適合する」。他の実施形態では、ベースは、歯の形状に完全に適合するようにカスタマイズ設計される。ベース 110 又はパッドのサイズは、歯を取り囲むバンド又はリングに対する確実な結合強度を達成するために必要な最小サイズから、全ての露出した歯表面を完全に閉塞するキャップ又はシェルに至るまで大きく変化し得る。いくつかの実施形態では、ベース 110 はポリマーであってもよく、歯 116 とほぼ形状適合し得る。例えば、ベース 110 はスナップ嵌め構成を介して歯に係着することができ、歯 116 の解剖学的構造の添窩を利用して適所に係止することができる。

**【 0 0 2 7 】**

特定の実施形態では、ベース 110 及び外側本体 112 は、例えば、米国特許第 4,536,154 号 (Gartonら) で開示されているようなポリマー材料、米国特許第 6,648,638 号 (Castroら) で開示されているような微粒子状多結晶アルミニナなどのセラミック材料、又は米国特許第 5,078,596 号 (Carberryら) 及び米国特許第 5,254,002 号 (Reherら) で開示されているようなガラス纖維強化ポリマー複合材料などのポリマー - セラミック複合材料から、機械加工又は成型を介して一体的に作製することができる。他の適切な材料としては、例えば、金属材料 (ステ

10

20

30

40

50

ンレス鋼、チタン及びコバルトクロム合金など)及びプラスチック材料(アクリレート又はエポキシなどの熱硬化性樹脂など)が挙げられる。

#### 【0028】

ベース110又は外側本体112は、概ね、歯116に接合する剛性材料から作製される。ベース110は、アーチ部材に対して変形することを意図するものではない。ベースの厚さは変化し得るが、厚さは、少なくとも25ミクロン、少なくとも50ミクロン又は少なくとも75ミクロンであり得る。

#### 【0029】

ベース110は、第3の表面110Cにおいて歯116に接合する又は歯116と少なくとも相互連結する装具の一部である。ベース110にはサイズの上限がないため、ベース110はクラウン全体を覆うことさえできる。いくつかの実施形態では、ベース110のサイズの下限は、接着剤又は患者のエナメル質の強度、及び接合境界面上にかかる応力の量によって決定される。ベース110は様々なサイズを有することができるが、いくつかの例示的なサイズは、少なくとも1平方ミリメートル、少なくとも2平方ミリメートル、少なくとも3平方ミリメートルなどである。

10

#### 【0030】

接着剤124は、ベース110を歯116に接合することができる。歯116は、様々な生物学的材料又はポリマー材料、例えば、患者の歯、歯モデル又はセラミックであり得る。各種実施形態では、第3の表面110Cはほぼ凹状であり、歯の凸状外面に実質的に適合する。特定の実施形態では、外面110Cは、近心-遠心方向及び咬合側-歯肉側方向の両方で湾曲を有する複合的な外形を特徴とし得る。

20

#### 【0031】

図1Bに示すように、外側本体112の第1の表面112Aは、内側本体(本明細書に記載)に隣接して配置することができる。内側本体118は、エラストマー材料から形成することができる。本明細書で使用するとき、内側本体及びエラストマー部という用語は、互換的に使用し得る。内側本体118は、第1の表面112Aの少なくとも一部が内側本体118に接触するように配置され得る。各種実施形態において、内側本体118は、第2の表面(すなわち、側面)112Bの少なくとも一部が接触するように配置することができる。各種実施形態において、第3の表面112Cは、内側本体118と任意に接触することができる。第1の表面112A、第2の表面112B及び第3の表面112Cのうちの任意の1つ以上は、内側本体118を外側本体112に固定するために、任意にその表面上に接着剤を配置することができる。

30

#### 【0032】

内側本体118はまた、外側本体112とベース110との間に配置されてもよい。例えば、内側本体118は、ベース110及び外側本体112に接触して示されている。内側本体118は、第1の表面110Aの少なくとも一部が内側本体118に接触するように配置することができる。各種実施形態において、内側本体118は、第2の表面(すなわち、側面)110Bの少なくとも一部が接触するように配置することができる。各種実施形態では、第3の表面110Cは、歯116に接合するプラケットベース110の表面である。第1の表面110A、第2の表面110B及び第3の表面110Cは、任意に、内側本体118を固定するために接着剤を有してもよい。

40

#### 【0033】

内側本体118への接着を簡易化するため、様々なテクスチャをベース110又は本体112に導入することができる。例えば、第1の表面110Aは、ベース110と内側本体118との接着剤接合を強化するため、メッシュ、孔、隆起部、凹部、添窩、マイクロエッティング表面、ガラスグリット、結合粒子、オルガノシラン処理表面又は任意のその他の既知の機械的加工又は化学的修飾を含んでもよい。

#### 【0034】

内側本体118は、外側本体112又はベース110のいずれかへの接着を容易にするための1つ以上のフランジ111を含むことができる。フランジ111は、内側本体11

50

8の層の中央に向かって先細になり得る。フランジ111及びその他の機械的連結特徴部は、様々なサイズをとり得る。例えば、50ミクロン以下のサイズの特徴部を有する表面が可能である。微細複製又は化学エッティング技術が使用される場合、更に小さな特徴部が可能である。

#### 【0035】

ベース110は、歯116への接着を容易にするために様々なテクスチャを有することができる。例えば、ベース110は、ベース110が歯116を少なくとも部分的に取り囲むことにより、更に強固な接合がもたらされる帯状構造をとることもできる。他の実施態様では、ベース110は、ベース110と歯116との間の隙間を埋めるのを支援する固定圧縮性材料を含むことができる。好適な圧縮性材料は、米国特許第9,539,065号(Cinader)に記載されている。10

#### 【0036】

内側本体118は、十分な可撓性(例えば、37での材料の弾性率によって定義されるエラストマー材料)及び構造的特性を有する任意の材料から形成することができる。内側本体118は、プラケット100の別の構成要素に対する弾性率を有する材料によって画定することができる。例えば、内側本体118は、ベース110を形成する材料の弾性率以下の弾性率を有する材料で形成することができる。例えば、内側本体118はポリカーボネートから形成することができ、ベース110は鋼から形成される。内側本体118の可撓性を更に変更するために、様々な構造物を使用することができる。いくつかの実施形態において、内側本体118は、歯科装具システムで使用されるアーチ部材の弾性率以下の弾性率を有する材料によって画定することができる。いくつかの実施形態では、内側本体118は、ステンレス鋼、チタン又はニッケル鋼の弾性率以下の弾性率を有することができる。内側本体118は好ましくは、37でのポリカーボネートの弾性率以下の弾性率を有することができる。20

#### 【0037】

少なくとも1つの実施形態において、内側本体118は、175000メガパスカル以下、120000メガパスカル以下、60000メガパスカル以下、25000メガパスカル以下、20000メガパスカル以下、15000メガパスカル以下、10000メガパスカル以下、5000メガパスカル以下、4000メガパスカル以下、3000メガパスカル以下、2600メガパスカル以下、2200メガパスカル以下、2000メガパスカル以下、1800メガパスカル以下、1500メガパスカル以下、1200メガパスカル以下、1000メガパスカル以下、900メガパスカル以下、800メガパスカル以下、700メガパスカル以下、600メガパスカル以下、500メガパスカル以下、400メガパスカル以下、300メガパスカル以下、200メガパスカル以下の弾性率(37で測定され、典型的には口内での条件)を有する材料を含むことができる。材料は、少なくとも100メガパスカルの弾性率を有することができる。30

#### 【0038】

例えば、内側本体118は、ラテックス、ポリマーゴム、若しくはニトリル、ブタジエン、スチレンブタジエン、ブチル、クロロブレン、エチレンプロピレン、フルオロカーボン、フルオロシリコーン、水素化ニトリル、天然ゴム/イソブレン、ポリアクリレート又はシリコーンなどの他のポリマーから形成することができる。また、内側本体118は、ASTM規格D7121に従って測定されるとき、少なくとも40%、少なくとも50%、少なくとも60%、少なくとも70%又は少なくとも80%の弾性を有することができる。また、内側本体118は、ASTM D412-15a(試験方法B)に従って、37で少なくとも4MPa、少なくとも10MPa、少なくとも15MPa、少なくとも20MPa、少なくとも30MPa、少なくとも40MPa、少なくとも50MPa、少なくとも60MPa、少なくとも70MPaの引張強度を有することができる。40

#### 【0039】

内側本体118は、外側プラケット本体112をベース110に対して任意の方向に屈曲させることができる。例えば、外側本体112は、近心-遠心軸、唇-舌軸若しくは咬

10

20

30

40

50

合 - 歯肉軸、又はそれらの任意の組み合わせに沿って、又はその周りで屈曲することができる。この屈曲は、圧縮、引張、剪断、曲げ又はねじりによって機械的に達成することができる。可撓性という用語は、ベース 110 に対する第 1 の位置から第 2 の位置への外側 プラケット本体 112 の弾力性及び移動を示すことができる。例えば、図 1 A の顔面図を参考すると、本体 112 の開始位置は非応力下位置であり、第 1 の位置である。唇 - 舌側方向に力が印加されると、内側本体 118 は圧縮又は伸張し、外側本体 112 は第 2 の位置に移動する。外側本体 112 が第 1 の位置に戻る場合、唇 - 舌側軸に沿った第 1 の位置と第 2 の位置との間の差が可撓性を画定する。外側本体 112 が第 1 の位置に戻らない場合（例えば、内側本体 118 が破断又は破損点に達した場合）、可撓性は測定されない。

#### 【0040】

少なくとも 1 つの実施形態では、第 2 の位置は、力印加軸に沿って第 1 の位置から少なくとも 0.1 mm、少なくとも 0.5 mm、少なくとも 1 mm、少なくとも 2 mm、少なくとも 3 mm であり得る。

#### 【0041】

内側本体 118 は、力の印加に従って変化する歯 116 の主表面に対して垂直軸に沿って測定された厚さを有することができる。いくつかの実施形態では、内側本体 118 は、少なくとも 0.1 mm の厚さを有することができるが、厚さが大きくなるほど、外側本体の変形が大きくなり、ひいては外側本体の変位が大きくなる。内側本体が弛緩するにつれて外側本体の所望の変位を達成するために、この厚さは、断面積、弾性率、並びに印加力の大きさ及び方向と併せて決定することができる。プラケットベース、外側本体及びアーチ部材の寸法、並びに歯上のプラケットの位置も、内側本体の厚さを決定する際に更に考慮することができる。

#### 【0042】

プラケット 100 の少なくとも 1 つの実施形態において、第 2 の内側本体は、ベース 110 及び歯 116 に接合することができる。プラケット 100 内下側に更に内側本体を追加することによって、歯 116 に対する可撓性がプラケット（すなわち、外側本体 112）の遠位端に更に加わる。これにより、プラケット 100 は、場合によって、スロット 114 からより多くの力を伝達することができる。第 2 の内側本体は、歯 116 への接合機能を果たすとともに、歯 116 上で直接硬化することもできる。この場合、第 2 の内側本体は、内側本体の相対的な顔面 - 舌側厚さ、及びまた歯 116 及びベース 110 に対して加わる可撓性に関して、他の歯列矯正接着剤と異なっていてもよい。

#### 【0043】

プラケット 100 は、ベース底部 110B からスロット 118 の底部まで測定される高さ C を有することができる。高さ C は典型的には、インアウト距離である。いくつかの実施形態では、高さは、外側本体 112 の最上面から画定され得る。

#### 【0044】

プラケット 100 の高さは、歯列矯正用途に応じて変化する。例えば、大幅な矯正を必要とする切歯は、歯列弓と一致するように唇舌側方向に移動させることができ、軽微な矯正よりも高い高さを有してもよい。少なくとも 1 つの実施形態では、プラケットの高さは、（具体的にはスロットの底部と内側本体との間で）少なくとも 0.2 mm（例えば、内側本体に関しては少なくとも 0.1 mm、プラケットベース及び外側本体のそれぞれに関しては少なくとも 0.05 mm）であり得る。

#### 【0045】

いくつかの実施形態では、プラケット 100 は、重度の不正咬合用に構成することができ、プラケット 100 は、アーチに向かって唇舌側方向に移動させることができる。内側本体 118 は、張力下にあることができる。

#### 【0046】

図 4 は、プラケット 100 の内側本体の追加の寸法を示す。例えば、外側本体 112 は、歯肉方向又は咬合方向のいずれかで回転軸に沿って配置することができる。回転軸は、スロット 114 からの力の方向に基づいて変化するが、内側本体 118 内に概ね配置させ

10

20

30

40

50

ることができる。内側本体 118 上の圧縮力 115 は、伸長力 117 と釣り合う。フランジ 111 は、より大きい回転度を可能にするために、内側本体 118 を安定化し固定するのに役立ち得る。いくつかの実施形態では、内側本体 118 のアンギュレーション、トルク又はインアウトは、本明細書に記載されるように予め決めることができる。

#### 【0047】

チタン及びニッケル・チタンなどの材料から作製され、0.018 インチ又は 0.022 インチなどの直径を有するアーチ部材と併せて、エラストマープラケットを使用することが有利であり得る。しかしながら、本明細書に記載されるエラストマープラケットを使用する場合、アーチ部材は弾性である必要はない。アーチ部材は、仕上げ段階（スロット充填ステンレス鋼ワイヤが共通である場合）だけではなく、任意の処理段階中に、より堅牢に作製するか、又はより堅い材料で作製することができる。10

#### 【0048】

別個の要素として示されているが、ベース 110、内側本体 118 及び外側本体 112 は、単一ピースとして形成され得る。例えば、ベース 110、内側本体 118 及び外側本体 112 は、荷重下で屈曲するのに十分なエラストマー材料で全体を形成することができる。また、プラケット 100 は、引裂きに耐えるのに十分な耐久性を有することができる。いくつかの構成では、プラケット 100 は、様々な弾性の複数のエラストマー材料で形成することができる。

#### 【0049】

他の実施態様では、歯 116 は、ベース 110 の延長部に接合されることがある。ベース 110 は、歯を取り囲むように構成することができる。例えば、ベース 110 は、測定及び射出成形又は 3 次元印刷方法によって歯 116 の周囲に成形することができる。ベース 110、内側本体 118 及び外側本体 112 は、任意に、1 つ以上の構成要素として形成され得る。例えば、ベース 110 は、3D 印刷によって第 1 の（ポリマー）材料から形成することができ、内側本体 118 及び外側本体 112 は、3D 印刷によって第 1 又は第 2 の（ポリマー）材料から形成することができる。ベース 110 及び本体 112 はまた、材料が上記のように十分な可撓性を有する限り、内側本体 118 と同じ材料から形成することもできる。20

#### 【0050】

図 9A ~ 図 9C は、本開示の実施形態によるプラケット 900 の断面積を示す。図 9A ~ 図 9C に示すように、示されるプラケット 900 が歯の舌側表面に装着されていることを除いて、プラケット 900 は、図 1A ~ 図 1B のプラケット 100 と同様であり得る。プラケット 900 の特徴部及び構成要素の番号付けは、概ね、図 1A ~ 図 1B のプラケット 100 の特徴部及び構成要素の番号付けに対応する。30

#### 【0051】

外側本体 912 は、アーチ部材が歯 916 の咬合側端から装填されるように装着されたスロット 914 を有することができる。スロット 914 は、円形、正方形又は矩形であってもよい。スロット 914 の側面のうちの少なくとも 1 つは、外側本体 912 の断面積を占めることができる平面 H を画定する。次いで、ベース 910 及び内側本体の断面積は、平面 H に平行な平面に従って決定することができる。少なくとも 1 つの例では、正方形のスロットが、ベースによって画定される平面 I に実質的に平行な平面 H を画定する部分を有することができる。40

#### 【0052】

平面 G は、平面 H に対して垂直であり、スロット 914 の少なくとも 1 つの側面によつて画定される。平面 G は、外側本体 912 の真下、具体的にはスロット 914 の直下の部分であり得るプラケット 900 の点 E を通る。点 E は、ベース 910 が内側本体 918 に接触する場所であってもよい。いくつかの実施形態では、点 E は、プラケット上の力が釣り合うプラケットの中点とすることができる。図 9C に示すように、平面 Q は、プラケット 900 に関して確立される。平面 Q は、両側縁部（歯の遠位及び近心）間の正中線によつて画定される。平面 R は、平面 H を画定しないスロット 914 の一部によって画定され50

る。平面Qと平面Rとの交点は、点Eを更に画定することができる。

#### 【0053】

平面Iは、ベース910の反対側の縁部に画定される点J及びKを通ることができる。いくつかの実施形態では、点J及びKは、ベース910の縁部と歯916との交点によって画定される。いくつかの実施形態では、平面Iは、平面Hに平行である、及び/又は平面Gに対して垂直であるベース910の断面積を画定することができる。

#### 【0054】

平面Fは、内側本体918の反対側の縁部によって画定され、ベース910と内側本体918とを連結する最外(舌側に向かう)点を画定する少なくとも1つの点Eを通ることができる。ベース910は凸状構成で示されているので、最外点E(上記の力集中点)は1つのみ存在するが、凹状である場合、少なくとも1つの最外点が存在し得る。平面Fは、平面Hに平行である、及び/又は平面Gに対して垂直である内側本体918の断面積を画定することができる。

10

#### 【0055】

平面Lは、ベースの反対側の縁部によって画定することができ、内側本体918を外側本体912に結合する最外(舌側に向かう)点を画定する少なくとも1つの点を通ることができます。平面Lは、平面Hに平行である、及び/又は平面Gに対して垂直である本体の断面積を画定することができる。

#### 【0056】

内側本体118、内側本体112及びベース110の断面積(本明細書で定義される)は相対的である。図1A~図1Bは、ベース110が内側本体118及び外側本体112より大きい断面積を有することを示しているが、様々な構成が可能である。例えば、ベース110は、内側本体118又は外側本体112と同じ又は小さい断面積を有することができる。一実施形態では、外側本体112の断面積は、内側本体118の断面積以下である。

20

#### 【0057】

少なくとも1つの実施形態において、ベース110は、第1の断面積を有することができ、外側本体112は第2の断面積を有することができ、内側本体118は、第3の断面積を有することができる。いくつかの実施形態では、不均一である場合、断面積は、最も厚い部分に基づいて測定することができる。例えば、第3の断面積は、歯116に平行であり、フランジを含む層から測定することができる。第3の断面積は、第1又は第2の断面積の少なくとも25%、少なくとも35%、少なくとも45%、少なくとも55%、少なくとも65%、少なくとも75%、少なくとも85%、少なくとも90%、少なくとも95%又は少なくとも105%とすることができます。第2の断面積は、第1の断面積の少なくとも5%、少なくとも10%、少なくとも20%、少なくとも30%、少なくとも40%、少なくとも50%、少なくとも60%、少なくとも70%又は少なくとも80%とすることができます。第2の断面積は、第1の断面積の100%以下、90%以下であり得る。

30

#### 【0058】

いくつかの実施形態では、内側本体118はまた、プラケット100の様々な構成要素に対する相対厚さによって画定することができる。構成要素の厚さは、構成要素の最も薄い部分から測定することができる。例えば、ベース110は、最も薄い部分から測定された第1の厚さを有することができる。内側本体118は、第2の厚さを有することができる。いくつかの実施形態では、第2の厚さは、少なくとも第1の厚さである。第2の厚さは、第1の厚さの少なくとも105%、少なくとも110%、少なくとも120%、又は少なくとも125%とすることもできる。

40

#### 【0059】

図2~図4に示すように、内側本体218、318、418は、図1A~図1Bの内側本体118に対して様々な構成を含むことができる。図2は、本開示の一実施形態によるプラケット200を示す。図2に示すように、プラケット200が、内側本体の接着を容

50

易にするために少なくとも1つの突出部を含むことを除いて、プラケット200は、図1A～図1Bのプラケット100と同様であり得る。図2に示す実施形態の特徴部及び要素（並びにかかる特徴部及び要素の代替）をより完全に説明するため、図1A～図1Bの例示的実施形態の対応する要素及び特徴部を参照されたい。

#### 【0060】

内側本体218は、第1の突出部230及び第2の突出部232を含む、外側本体212又はベース210と少なくとも部分的に連結する複数の突出部を有することができる。突出部は、外側本体212、ベース210又はその両方に沿って連続的であり得る。第1の突出部230は、外側本体212上の第1の凹状領域234と嵌合することができ、第2の突出部232は、ベース210上の第2の凹状領域236と嵌合することができる。嵌合により、内側本体218が固定され、外側本体212及びベース210の両方への接着が改善される。嵌合は、接着剤を用いて更に固定することができる。第1及び第2の突出部は、プラケット200の全長を通じて担持される。突出部のうちの少なくとも1つは任意であってもよい。例えば、第2の突出部を省略することができ、内側本体218は、接着剤を使用してベース210に接合することができる。

#### 【0061】

図3は、本開示の一実施形態によるプラケット300を示す。図3に示すように、プラケット300が、ベース310及び外側本体312の両方の側部に少なくとも部分的に接触する内側本体318を含むことを除いて、プラケット300は、図1A～図1Bのプラケット100と同様であり得る。プラケット300の特徴部及び構成要素の番号付けは、概ね、図1A～図1Bのプラケット100の特徴部及び構成要素の番号付けに対応する。

#### 【0062】

内側本体318は、少なくとも1つの接触部を有することができる。例えば、内側本体318は、第1のエラストマー部319及び第2のエラストマー部320を有し得る。第1のエラストマー部319は、第1の表面312Aに接触することに加えて、第2の表面312Bに少なくとも部分的に接触することができる。第1のエラストマー部319は、第3の表面312Cによって画定され得る。いくつかの構成では、第1のエラストマー部319は、第3の表面312Cと面一であり、つまり、第1のエラストマー部319は、第3の表面312Cによって画定される平面を越えて歯316から実質的に外方に延在しない。したがって、第1のエラストマー部319は、外側本体312の少なくとも1つの主表面312B（又は第1の表面312Aを含む2つ以上の表面）に連続的に接触することができる。好ましくは、外側本体312の側面は内側本体318によって覆われ、内側本体318は、スロット314を有する外側本体312の上部と面一である。

#### 【0063】

連続的な接触は、プラケット300の内側本体318と他の構成要素（例えば、外側本体312）との間の更なる接着を促進し、自発的分離に対して他の構成要素を抵抗させることができる。図示されるように、外側本体312及びベース310は、エラストマー部に結合される、及び／又はエラストマー部と共に形成されるが、外側本体312及び310はエラストマー部に埋め込まれてもよい。

#### 【0064】

第2のエラストマー部320は、第2のエラストマー部がベース310の第2の表面310Bに少なくとも部分的に接触する、又はベース310の第2の表面310Bを完全に覆いさえすることを除いて、第1のエラストマー部319と同様に機能することができる。いくつかの構成では、第2のエラストマー部320は、ベース310の少なくとも1つの主表面（すなわち、第2の表面310B）を包囲することができる。第2のエラストマー部320は、歯316の平面にわたって歯316と面一に延在することができる。ベース310は、接着剤324によって歯316に更に接着され得る。実施形態では、接着剤324は、エラストマー部（例えば、318又は320）のいずれかと同じ材料から作製することができる。第1又は第2のエラストマー部のいずれかは、任意に歯列矯正用途に応じて考慮され得る。少なくとも1つの実施形態において、第1のエラストマー部は、第

10

20

30

40

50

2のエラストマー部と一体化されることを意図する。

**【0065】**

いくつかの実施形態では、内側本体は、キットの一部として形成され得る。キットは、内側本体、外側本体及び／又はブラケットベースを含むことができる。いくつかの実施形態では、ブラケット本体及びブラケットベースとして別個の構成要素を使用することが有利であり得る一方で、規模の経済を利用してブラケットをカスタマイズするため、1つ以上の固有の寸法で作製することができる。

**【0066】**

歯列矯正ブラケットの製造方法は、ブラケット本体及びブラケットベースの1つ以上の寸法を受領することを含むことができる。本方法はまた、ブラケット本体及びブラケットベースの1つ以上の寸法に基づいて、内側本体の1つ以上の寸法を決定することを含むことができる。例えば、ブラケット本体又はブラケットベースは、図2又は図3に示すような内側本体を固定するように構成することができる。内側本体は、内側本体の1つ以上の寸法に基づいて形成することができる。

10

**【0067】**

内側本体は、射出成形又は更に3次元印刷を用いて形成することができる。より厳密な公差のため、射出成形が好ましい場合がある。例えば、内側本体の1つ以上の寸法に基づいて、金型を形成してもよい。内側本体の材料は、本明細書に記載されている。この材料を、添加し、硬化し、及び金型から除去することができる。

**【0068】**

結果として得られる内側本体は、1つ以上の寸法、例えば、インアウト、アンギュレーション、インクリネーション、トルク、ティップ及びこれらの組み合わせを有することができる。内側本体は、ブラケット本体に結合されてもよく、又はブラケットベースに結合されてもよい。

20

**【0069】**

図5A～図5Bに示すように、ベース515の延長部が歯516に隣接していることを除いて、ブラケット500は、図1A～図1Bのブラケット100と同様であり得る。ブラケット500の特徴部及び構成要素の番号付けは、概ね、図1A～図1Bのブラケット100の特徴部及び構成要素の番号付けに対応する。ブラケット500は、歯516の舌側に示され、スロット514に隣接するアーチ部材513を含むことができる。ベース510は、矩形ではなく、実質的に台形で示されている。ベース510の断面積よりも断面積が小さい内側本体518が示されているが、その反対も可能である（安定性も追加することができる）。ベース510は、ブラケットがしっかりと取り付けられるようにベースに対して成形することができるベース延長部515を備える。内側本体518は、内側本体518を更に固定するための機械的手段又は接着手段を含む様々な締結手段を使用して、ベース510及び／又はベース延長部515（ポリマーシェル部と称することもできる）に固定することができる。ベース延長部515は、歯516の表面に合わせてカスタマイズすることができ、歯科用接着剤などの接着剤によって定位置に更に保持することができる。

30

**【0070】**

図6は、図1A～図1Bのブラケット100と同様の構成要素を有するブラケット600が有効である歯の調整のタイプを示す。歯科装具601は、患者の理想的なアーチ形の遠位にある右上犬歯698を調整するように構成され得る。歯科装具601は、右上の第1及び第2の臼歯、右上の第1及び第2の臼歯、右上隣、右上中央及び左上中央歯を含む歯群699に顔面側で取り付けられた1つ以上の歯列矯正ブラケット697を有することができる。歯科装具601は、右上犬歯698に取り付けられたブラケット600も有することができる。

40

**【0071】**

ブラケット600は、1つ以上の歯列矯正ブラケット697に対して追加のインアウト寸法を提供する内側本体618を有することができる。ブラケット697、600は、ア

50

ーチ部材 613 に固定することができる。ブラケット 600 は、歯 698 を並進させるため、内側本体から牽引されるように構成することができる。例えば、ブラケット 600 の高さは、アーチ部材 613 からブラケット 600 までの距離よりも小さくてもよく、これによって内側本体が伸長する。ブラケット 600 に印加される伸長力は、少なくとも 15 グラム、少なくとも 25 グラム、少なくとも 50 グラム、少なくとも 75 グラム、少なくとも 100 グラム、少なくとも 125 グラム又は少なくとも 150 グラムであり得る。ブラケット 600 に印加される力はまた、任意の方向で 1000 グラム以下であってもよい。

#### 【0072】

図 7 は、ベース 710 がベース延長部 715 を含むことを除いて、図 1A ~ 図 1B のブラケット 100 と同様の構成要素を有するブラケット 700 の実施形態を示す。外側本体 712 は、ブラケットスロット 714 を有する。内側本体 718 は、外側本体 712 をベース 710 に固定する。ベース 710 は、歯に適合する歯シェル基材 715 に成形されている（したがって、ベース 710 は、歯シェル基材 715 の少なくとも一部を形成し、ベース 710 と一体である）。

10

#### 【0073】

図 8A ~ 図 8B は、装具 801 に一体化された複数のブラケット 800 の実施形態を示す。装具 801 は、1 つ以上の歯を受け入れるように成形された 1 つ以上のキャビティをそれぞれ有する複数のポリマーシェル部を含む取り外し可能な歯科装具であり得る。複数のシェル部のそれぞれは、他の複数のシェル部から分離されるように形成される。シェル部は、歯列矯正ブラケットのベースの延長部とすることができる。装具 801 はまた、本明細書に記載されるブラケット 800 のうちの 1 つ以上を含むこともできる。いくつかの実施形態では、本明細書に記載のベースは、ベース延長部又はポリマーシェル部を含む。

20

#### 【0074】

装具 801 はまた、歯列矯正ブラケット 800 に結合されたアーチ部材 813 を有することもできる。複数のシェル部は、例えばアーチ部材 813 を介して互いに結合された 1 つ以上のシェル部を有することもできる。本明細書で論じられるように、アーチ部材 813 は、1 つ以上の歯を第 1 の向きから連続する向きに再配置するために 1 以上の力を付与する。装具 801 の一態様では、ポリマーシェル部及び歯列矯正ブラケットが単一ピースであり、つまり、ブラケットベース 810 が連続的な一体型物品（又は装具）としてポリマーシェル部 816 を形成する。内側本体 818 は、第 1 のポリマーで作製することができ、外側本体 812、ベース 810 又はシェル部 816 は第 2 のポリマーで作製することができる。本明細書に記載されるように、歯列矯正ブラケットは、任意の層状蒸着技術を使用して作製することができる。その結果、ベース 810 と外側本体 812 との間にエラストマー材料層が漸進的に配置される。アーチ部材はまた、ブラケット 800 及びポリマーシェル部 816 を有する単一ピースとして形成することもできる。

30

#### 【0075】

装具 801 は、器具の舌側、唇側又はその両方に取り付けられたブラケット 800 を有することができる。アーチ部材 813 の堅牢性は、歯列矯正ブラケット 800 の弾力性に関連する。アーチ部材 813 は、ポリマーから形成することができ、本明細書に記載されるように、内側本体は、アーチ部材の弾性率以下の弾性率を有することができる。アーチ部材 813 は、アーチ部材が降伏点よりも低い破断点を有するように選択することができる。好適な材料は、ポリウレタン樹脂及び（メタ）アクリレート樹脂などの 3 次元印刷用途に耐えることができる。

40

#### 【0076】

装具 801 は、ポリマーシェル部から形成される切欠きを含むことができ、この切欠きは、歯の少なくとも一部を露出させるのに十分で歯に適合する。例えば、切欠きは、歯の咬合面領域の少なくとも 50 % を露出させることができる。

#### 【0077】

装具 801 は、第 1 のポリマー材料から、ユーザの 1 つ以上の歯を受け入れるように成形された少なくとも 1 つのキャビティをそれぞれ有する複数のシェル部を形成することに

50

よって形成することができる（図10～図14に示す）。装具801はまた、第2のポリマー材料からアーチ部材を形成することによって形成することができ、取り外し可能な歯科装具が単一ピースとして形成される。

#### 【0078】

第2のポリマー材料は、第1のポリマー材料と同じであってもよい。第1のポリマー材料は、ポリ(メタ)アクリレートであってもよく、第2のポリマー材料は、1以上の多機能ウレタン(メタ)アクリレートを含む。

#### 【0079】

1つ以上の歯を調整するため、ユーザは、患者の歯科構造を受け入れ、アーチ部材に基づいて歯科構造への修正を決定し、歯科構造に基づいて取り外し可能な歯科装具801を形成することができる（図10～図14に示す）。例えば、コンピュータは、取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに、初期位置から調整位置へと歯科構造を修正するために必要な時間及び／又は力に基づいて、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を決定することで修正を決定することができる。一旦形成されると（別個の構成要素として形成される場合）、ユーザはまた、修正を実行するのに十分な位置で歯列矯正プラケット800を歯に取り付けることができる。更に、ユーザは、アーチ部材を歯列矯正プラケットに結合することができる。

10

#### 【0080】

図10～図14は、本明細書に開示されるシェル部の様々な態様のデジタル設計及び治療計画を示す。

20

#### 【0081】

図10は、診療所44と製造施設48が、患者42用の取り外し可能な歯科装具52のセットの製造プロセス全体を通じて情報を伝達する例示的なコンピュータ環境40を示すブロック図である。まず、診療所44の歯科矯正医が任意の適切な画像化技術を使用して患者42の歯科構造の1つ又は複数の画像を生成し、デジタル歯科構造データ46（例えば、患者42の歯構造のデジタル表現）を生成する。例えば、医師は、デジタル走査され得るX線画像を生成してもよい。あるいは、医師は、患者の歯構造のデジタル画像を、例えば、従来のコンピュータ断層撮影（computed tomography、CT）、レーザ走査、口腔内走査、歯科印象のCTスキャン、印象から注入された歯科用模型の走査、超音波計測、磁気共鳴イメージング（magnetic resonance imaging、MRI）、又は3Dデータ取得の任意の他の適切な方法を使用して取り込んでもよい。他の実施形態では、デジタル画像は、例えば、Brontes Technologies, Inc. (Lexington, MA)によって開発され、PCT国際公開第2007/084727号（Boehrjesら）に記載される、能動波面サンプリングを使用する口腔内スキャナなどのハンドヘルド式口腔内スキャナを使用して提供され得る。代替的に、他の口腔内スキャナ又は口腔内接触プローブを使用することもできる。別の選択肢として、患者の歯の陰印象を走査することによってデジタル構造データ46を提供してもよい。更に別の選択肢として、患者の歯のポジの物理的モデルを画像化することにより、又は患者の歯のモデルに対し接触プローブを使用することにより、デジタル構造データ46を提供してもよい。走査に使用されるモデルは、例えば、アルギネート又はポリビニルシロキサン（PVS）などの好適な歯科印象材から、患者の歯列の印象をキャスティングし、キャスティング材料（例えば、歯科矯正石膏又はエポキシ樹脂）を歯科印象材に注ぎ、キャスティング材料を硬化させることによって作製され得る。上記のものを含む任意の好適な走査技法を用いてモデルを走査してもよい。他の可能な走査方法は、米国特許出願公開第2007/0031791号（Cinaderら）に説明されている。

30

#### 【0082】

歯の露出面を走査してデジタル画像を提供することに加え、歯列の隠れた特徴部、例えば、患者の歯根、及び患者の顎骨を画像化することが可能である。いくつかの実施形態では、デジタル歯構造データは、これらの特徴部のいくつかの3次元（3D）画像を用意し、続いて、それらをともに「縫い合わせる」ことによって形成される。これらの異なる画

40

50

像は、同じ画像化技術を使用して提供される必要はない。例えば、CTスキャンで提供される歯根のデジタル画像が、口内可視光線スキャナで提供される歯冠のデジタル画像と一体化されてもよい。3D歯科画像を用いた2次元(2D)歯科画像のスケーリング及び位置合わせは、米国特許第6,845,175号(Kopelmanら)及び米国特許公開第2004/0029068号(Baduraら)に記載されており、発行済みの米国特許第7,027,642号(Imagrandら)及び同第7,234,937号(Sachdevaら)は、各種3Dソースから提供されるデジタル画像を組み込む技術の使用を記載している。したがって、用語「画像化」は、本明細書において使用される際、視覚的に明らかな構造の、通常の写真画像化に限定されず、視界から隠れた歯科構造の画像化も含む。歯科構造としては、歯列弓の1つ以上の歯の歯冠及び/又は歯根、歯肉、歯周韌帯、歯槽骨、皮質骨、インプラント、人工歯冠、ブリッジ、ベニア、義歯、歯科矯正装具、又は治療前、治療中若しくは治療後に歯列の一部とみなされ得る任意の構造物の任意の一部分が挙げられ得るが、これらに限定されない。

#### 【0083】

デジタル歯構造データ46を生成するために、コンピュータは、画像化システムからの未加工データを、使用可能なデジタルモデルに変換する。例えば、コンピュータが受け取る歯の形状を示す未加工データにおいて、未加工データは、多くの場合、3D空間内の点群にすぎない。通常、この点群を表面に構成し、1つ以上の歯、歯肉組織及び他の周囲口腔構造を含む患者の歯列の3Dオブジェクトモデルを作成する。このデータが歯科矯正診断及び治療において有用となるために、コンピュータは歯列表面を「セグメント化」し、個々の歯を表す1つ又は複数の個別の移動可能な3D歯オブジェクトモデルを生成してもよい。コンピュータはこれら歯モデルを歯肉から別個のオブジェクトへと更に分離してもよい。

#### 【0084】

セグメント化によって、ユーザは、歯群の配列を一群の個々のオブジェクトとして特性評価し、操作することが可能となる。有利なことに、コンピュータは、これらモデルから、歯列弓周長、噛み合わせなどの診断情報、及び更にはAmerican Board of Orthodontics(ABO)の客観的評価を得てもよい。更なる利点として、デジタル歯科矯正セットアップは製造プロセスに柔軟性を与えてもよい。物理的プロセスをデジタルプロセスで置き換えることによって、データ取得工程とデータ操作工程とを、歯型又は印象のある場所から別の場所へ輸送する必要なく、別々の場所で実行することが可能である。物理的物体をあちこちに輸送する必要を低減又はなくすことにより、顧客及びカスタマイズされた装具の製造者の両者にとって大幅なコストの節減につながり得る。

#### 【0085】

デジタル歯科構造データ46の生成後、診療所44はデジタル歯科構造データ46をデータベースの患者記録内に保存してもよい。診療所44は、例えば、複数の患者記録を有するローカルデータベースを更新してもよい。あるいは、診療所44はネットワーク50を通じて中央データベース(任意選択的に製造施設48内の)を遠隔的に更新してもよい。デジタル歯構造データ46を保存後、診療所44はデジタル歯科構造データ46を製造施設48に電子的に伝達する。あるいは、製造施設48はデジタル歯科構造データ46を中央データベースから取り出してもよい。

#### 【0086】

診療所44は、また、医師の診断と患者42の治療計画とに関する全般的な情報を伝える処方データ47を製造施設48に転送してもよい。いくつかの例では、処方データ47はより具体的であってもよい。例えば、デジタル歯科構造データ46は患者42の歯科構造のデジタル表現であってもよく、診療所44の医師は、このデジタル表現を精査し、デジタル歯科構造データ46を製造施設48に転送するのに先だって、取り外し可能な歯科装具52のセットによる治療後の患者42の個々の歯の所望の移動量、間隔又は最終位置を示してもよい。製造施設48は別の場所にあっても、診療所44に併設されていてよい。

**【 0 0 8 7 】**

例えば、臨床的環境において、治療計画及びデジタル設計を、ローカルにインストールされたソフトウェアを使用することで臨床医又は助手が完全に実施できるように、それぞれの診療所 4 4 は製造施設 4 8 のための独自の設備を含んでもよい。製造は 3 D プリンタの使用によって（又は付加製造の他の方法によって）診療所内でも行ってよい。3 D プリンタは、歯科装具の複雑な特徴又は患者 4 2 の歯科構造の物理的表現の製造を付加印刷によって可能にする。3 D プリンタは、患者 4 2 の本来の歯科構造及び患者 4 2 の所望の歯科構造の繰り返しデジタル設計を使用し、患者 4 2 の所望の歯科構造を作成するようにカスタマイズされた複数のデジタル装具及び／又はデジタル装具パターンを作成してもよい。製造は、未硬化樹脂を除去し、支持構造を除去する、又は様々な部品を組み立てる後処理を含んでもよく、後処理は、臨床的環境においても必要なことがあり、実行され得るであろう。

**【 0 0 8 8 】**

製造施設 4 8 では、患者 4 2 の歯を再配置するために、患者 4 2 のデジタル歯科構造データ 4 6 を用いて、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセットを組み立てる。その後しばらく経って、製造施設 4 8 は取り外し可能な歯科装具 5 2 のセットを診療所 4 4 に、又はあるいは、直接患者 4 2 に送る。例えば、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセットは、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットであってもよい。患者 4 2 は、その後、患者 4 2 の歯を再配置するために、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセット内の取り外し可能な歯科装具を所定のスケジュールに従って長い時間にわたり順次装着する。例えば、患者 4 2 は、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセット内のそれぞれの取り外し可能な歯科装具を約 3 週間～約 10 週間又は約 4 週間～約 8 週間など、約 2 週間～約 12 週間の期間にわたって装着してもよい。任意選択的に、患者 4 2 は取り外し可能な歯科装具 5 2 による治療の経過の定期的な観察のために診療所 4 4 に戻ってもよい。

**【 0 0 8 9 】**

このような定期的な観察の際、臨床医は、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセット内の取り外し可能な歯科装具を長い時間にわたり順次装着する患者 4 2 の所定のスケジュールを調整してもよい。観察には、一般に、患者 4 2 の歯の目視検査を含むとともに、デジタル歯構造データを生成するための画像化も含んでよい。いくつかの比較的一般的でない状況において、臨床医は、例えば、新たな取り外し可能な歯科装具のセットを作成するために、新たに生成したデジタル歯科構造データを製造施設 4 8 に送信することによって、取り外し可能な歯科装具 5 2 のセットによる患者 4 2 の治療の中止を決定してもよい。同じ又は異なる例では、臨床医は、取り外し可能な歯科装具 5 2 による治療の所定のスケジュールの完了後に、新たに生成したデジタル歯科構造データを製造施設 4 8 に送信してもよい。加えて、取り外し可能な歯科装具 5 2 による治療の所定のスケジュールの完了後に、臨床医は新たな取り外し可能な歯科装具のセットを製造施設 4 8 に要求し、患者 4 2 の治療を継続してもよい。

**【 0 0 9 0 】**

図 1 1 は、本開示の一例による、診療所 4 4 で実施される方法 6 0 を示すフローチャートである。ブロック 6 2 において、医師が診療所 4 4 において、患者 4 2 から患者の個人情報及び他の情報を収集し、患者記録を作成する。記載されているように、患者記録は診療所 4 4 内に置かれていてもよく、任意選択的に、製造施設 4 8 内のデータベースとデータを共有するように構成されていてもよい。あるいは、患者記録は、診療所 4 4 にネットワーク 5 0 を通じてリモートアクセス可能な製造施設 4 8 のデータベース内に、又は製造施設 4 8 と診療所 4 4 との両方によりリモートアクセス可能なデータベース内に置かれててもよい。

**【 0 0 9 1 】**

ブロック 6 4 において、任意の適切な技術を用いて患者 4 2 の歯科構造のデジタルデータ 4 6 を生成し保存することによって、仮想歯科構造を作成してもよい。デジタルデータ 4 6 は歯科構造の 2 次元（2 D）画像及び／又は 3 次元（3 D）表示からなってもよい。

10

20

30

40

50

## 【0092】

一例では、歯科構造の3D表示は、Imaging Sciences International, LLC (1910 N Penn Road, Hatfield, PA) から入手可能なi-CAT 3D歯科画像化デバイスなどのコーンビームコンピュータ断層撮影(cone beam computerized tomography、CBCT)スキャナを用いて生成される。診療所44は、CBCTスキャナにより生成した3Dデータ46(放射線画像の形態の)を、診療所44内、又はその代わりに、製造施設48内に配置されたデータベース内に保存する。コンピューティングシステムはCBCTスキャナからのデジタルデータ46(このデータは複数のスライスの形態であってもよい)を処理し、3Dモデリング環境内で操作され得る歯構造のデジタル表現を計算する。

10

## 【0093】

ブロック65において、コンピューティングシステムは、データが歯構造の3Dデータを含むかどうかを判定することができる。3Dデータを含んでいない場合、医師は、ブロック66において3Dデジタルデータを更に生成してもよい。3Dデータ46は、例えば、患者42の歯構造の物理的印象材又は模型を形成し、その後、それをデジタル走査することによって生成してもよい。例えば、患者42の歯列弓の物理的印象又は模型は、Laser Design, Inc. (Minneapolis, MN) から入手可能なOM-3Rスキャナなどの可視光スキャナを用いて走査してもよい。その代わりとして、医師は、咬合科の3Dデータ46を、患者42の歯列弓の口腔内走査又は既存の3D歯データを使用することで生成してもよい。一例では、「REGISTERING PHYSICAL AND VIRTUAL TOOTH STRUCTURES WITH PEDESTALS」という名称で、2013年7月23日に発行済みの米国特許第8,491,306号に記載されている、模型又は印象からデジタル走査を形成する方法を使用してもよい。同じ又は異なる例において、「DENTAL DIGITAL SETUPS」という名称で、2013年12月5日に公開された米国特許出願公開第2013/0325431号に記載されているような仮想歯牙面及び仮想歯牙座標系を画定するための技術を使用してもよい。いずれの場合においても、デジタルデータは3Dモデリング環境内にデジタルで位置合わせされ、歯根及び咬合面を含み得る歯構造の複合的なデジタル表現を形成する。

20

## 【0094】

一例では、歯列弓の咬合面の2D放射線画像及び3Dデジタルデータは、放射線画像及び3Dデジタルスキャンの両方を生成する前に、まず、レジストレーションマーカ(例えば、位置合わせマーカ又は既知の幾何学的形状寸法を有するペデスタル)を患者42の歯構造に取り付けることによって位置合わせされる。その後、2D放射線画像及び3Dデジタルデータ内のレジストレーションマーカのデジタル表現は、米国特許第8,491,306号に記載されている位置合わせ技術を用いて、3Dモデリング環境内で位置合わせしてもよい。

30

## 【0095】

別の例では、歯構造の3Dデジタルデータは歯構造の2つの3Dデジタル表現を組み合わせることによって生成される。例えば、第1の3Dデジタル表現は、CBCTスキャナ(例えば、i-CAT 3D歯科画像化デバイス)から取得した歯根の比較的低解像度の画像であってもよく、第2の3Dデジタル表現は、患者の歯列弓の模型の印象又は可視光(例えば、レーザ)走査の産業用CTスキャンから取得した歯冠の比較的高解像の画像であってもよい。3Dデジタル表現は、3D表示をコンピュータ環境内で操作することを可能にするソフトウェアプログラム(例えば、3D Systems, Inc. (333 Three D Systems Circle, Rock Hill, SC) から入手可能なGeomagic Studioソフトウェアを用いて位置合わせしてもよく、又はその代わりに、米国特許第8,491,306号に記載されている位置合わせ技術を使用してもよい。

40

## 【0096】

50

データがブロック 6 5において歯構造の 3 D データを含む場合、方法 6 0 はブロック 6 7 に進むことができる。ブロック 6 7において、コンピュータシステムは、データベースを診断及び治療情報で更新することができる。次に、3 D モデリングソフトウェアを実行するコンピュータシステムが、患者の歯列弓の咬合面及び歯根構造を含む歯構造の合成されたデジタル表現をレンダリングする。モデリングソフトウェアは、医師が 3 D 空間内の歯のデジタル表現を患者の歯列弓のデジタル表現に対し操作することを可能にするユーザインターフェースを提供する。コンピュータシステムとの対話によって、医師は、例えば、所望の最終位置又は患者 4 2 の歯の表示を選択することにより治療情報を生成する。

#### 【 0 0 9 7 】

ブロック 6 8において、データベースが更新されて、患者記録をデジタル歯構造データ記録と関連付ける。例えば、医師が 3 D 環境内において診断及び治療計画に関する全般的な情報の伝達を完了したときに、コンピュータシステムは患者記録に関連付けられたデータベースを更新し、医師が指定した診断及び治療計画に関する全般的な情報を伝える処方データ 4 7 を記録する。

#### 【 0 0 9 8 】

ブロック 6 9において、処方データ 4 7（例えば、診断及び治療情報及びデジタル歯構造）は、製造施設 4 8 が取り外し可能な歯科装具 5 2 などの 1 つ以上の取り外し可能な歯科装具を構築するために、製造施設 4 8 に中継される。

#### 【 0 0 9 9 】

歯科矯正診療所にいる歯科矯正医に関して記載したが、方法 6 0 に関して記載した工程の 1 つ又は複数は、製造施設 4 8 にいるユーザなどの遠隔ユーザによって実施されてもよい。例えば、歯科矯正医は放射線画像データと患者の印象又は模型とを製造施設 4 8 に送信するのみであってもよく、製造施設 4 8 で、ユーザがコンピュータシステムと対話し、3 D モデリング環境内において治療計画を策定する。

#### 【 0 1 0 0 】

任意選択的に、3 D モデリング環境内における治療計画のデジタル表現は、その後、診療所 4 4 の歯科矯正医に送信されてもよく、歯科矯正医は治療計画を精査し、自身の承認を返送するか所望の変更を示すかのいずれかであってもよい。

#### 【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、ネットワーク 5 0 を介して製造施設 4 8 に接続されたクライアントコンピューティングデバイス 8 0 の一例を示すブロック図である。図示される例では、クライアントコンピューティングデバイス 8 0 は、モデリングソフトウェア 8 2 の動作環境を提供する。モデリングソフトウェア 8 2 は、患者 4 2 の歯群の 3 D 表示をモデリングし、かつ描画するためのモデリング環境を提供する。図示される例では、モデリングソフトウェア 8 2 は、ユーザインターフェース 8 4 と、アライメントモジュール 8 6 と、レンダリングエンジン 8 8 と、を含む。

#### 【 0 1 0 2 】

ユーザインターフェース 8 4 は、患者 4 2 の歯の 3 D 表示を視覚的に表示するグラフィカルユーザインターフェース（G U I ）を提供する。加えて、ユーザインターフェース 8 4 は、モデル化された歯列弓内の患者 4 2 の歯を操作するために、診療所 4 4 の医師 8 9 から、例えば、キーボード及びポインティングデバイスによる入力を受け取るためのインターフェース（図 1 0 ）を提供する。

#### 【 0 1 0 3 】

モデリングソフトウェア 8 2 はネットワークインターフェース 8 1 を通じて製造施設 4 8 にアクセス可能であってもよい。モデリングソフトウェア 8 2 はデータベース 9 0 と対話して、治療データ 9 2 、患者 4 2 の歯構造に関する 3 D データ 9 4 、及び患者データ 9 6 などの様々なデータにアクセスする。データベース 9 0 は、データ記憶ファイル、ルックアップテーブル、又は 1 つ又は複数のデータベースサーバで実行されるデータベース管理システム（D B M S ）を含む、様々な形態で提示されてもよい。データベース管理システムは、リレーションナルデータベース管理システム（R D B M S ）、階層型データベース

10

20

30

40

50

管理システム（H D B M S）、多次元データベース管理システム（M D B M S）、オブジェクト指向データベース管理システム（O D B M S若しくはO O D B M S）、又はオブジェクトリレーションナルデータベース管理システム（O R D B M S）であってもよい。データは、例えば、Microsoft Corporation製のS Q Lサーバなど、単一のリレーションナルデータベース内に記憶されてもよい。データベース90は、クライアントコンピュータデバイス80のローカルとして示されているが、クライアントコンピューティングデバイスからリモートに配置され、ネットワーク50などの公共ネットワーク又は私設ネットワークを介してクライアントコンピューティングデバイスに結合されてもよい。

#### 【0104】

治療データ92は、医師89によって選択されて、3Dモデリング環境内に配置される、患者42の歯の診断及び／又は再配置情報を表す。

#### 【0105】

患者データ96は、医師89に関連する1人以上の患者の一群、例えば、患者42を表す。例えば、患者データ96は、各患者に関する氏名、出生日、及び歯科疾病歴のような一般的な情報を特定する。

#### 【0106】

レンダリングエンジン88は、3Dデータ94にアクセスしてレンダリングし、ユーザインターフェース84により医師89に提示される3D図を生成する。より具体的には、3Dデータ94は、3D環境内で各歯（任意選択的に歯根を含む）及び頸骨を表す3Dオブジェクトを定義する情報を含む。レンダリングエンジン88は各オブジェクトを加工し、3D環境内の医師89の視点に基づき、3D三角メッシュをレンダリングする。ユーザインターフェース84は、レンダリングされた3D三角メッシュを医師89に対して表示し、医師89が3D環境内で視点を変更し、オブジェクトを調節することを可能にする。

#### 【0107】

2012年6月5日に発行済みの「PLANAR GUIDES TO VISUALLY AID ORTHODONTIC APPLIANCE PLACEMENT WITHIN A THREE-DIMENSIONAL (3D) ENVIRONMENT」という名称の米国特許第8,194,067号、及び2010年6月8日に発行済みの「USER INTERFACE HAVING CROSS SECTION CONTROL TOOL FOR DIGITAL ORTHODONTICS」という名称の米国特許第7,731,495号は、本明細書中に記載される技術とともに使用され得るユーザインターフェースを有するコンピュータシステム及び3Dモデリングソフトウェアの他の例について記載している。

#### 【0108】

クライアントコンピューティングデバイス80は、モデリングソフトウェア82を記憶し、かつ実行するために、プロセッサ83とメモリ85とを含む。メモリ85は、任意の揮発性又は不揮発性ストレージ要素を意味してもよい。例としては、シンクロナスダイナミックランダムアクセスメモリ（S D R A M）、読み出し専用メモリ（R O M）、不揮発性ランダムアクセスメモリ（N V R A M）、電気的消去可能読み出し専用メモリ（E E P R O M）及びフラッシュメモリなどのランダムアクセスメモリ（R A M）を含む。例としては、また、ハードディスク、磁気テープ、磁気又は光データストレージ媒体、コンパクトディスク（C D）、デジタル多用途ディスク（D V D）、B l u - r a yディスク、及びホログラフィックデータストレージ媒体などの不揮発性ストレージを含んでもよい。

#### 【0109】

プロセッサ83は、汎用マイクロプロセッサ、特別設計のプロセッサ、特定用途用集積回路（A S I C）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（F P G A）、ディスクリート論理回路のコレクション、又は本明細書中に記載される技術を実行することができる任意の種類の処理デバイスなどの1つ又は複数のプロセッサを表わす。一例では、メモリ85は、プロセッサ83によって実行されて、本明細書中に記載される技術を実行するプロ

10

20

30

40

50

グラム命令（例えば、ソフトウェア命令）を記憶してもよい。他の例では、技術はプロセッサ 8 3 の特別にプログラムされた回路によって実行してもよい。これら又は他の手法では、プロセッサ 8 3 は、本明細書中に記載される技術を実行するように構成されていてもよい。

#### 【 0 1 1 0 】

クライアントコンピューティングデバイス 8 0 は、患者の 3 D 歯構造のデジタル表現と、任意選択的に、治療データ 9 2 及び / 又は患者データ 9 6 とを製造施設 4 8 のコンピュータ 7 0 にネットワーク 5 0 を通じて送信するように構成されている。コンピュータ 7 0 は、ユーザインターフェース 7 2 を含む。ユーザインターフェース 7 2 は、歯のデジタルモデルの 3 D 表示を視覚的に表示する G U I を提供する。加えて、ユーザインターフェース 7 2 は、患者の 3 D 歯構造のデジタル表現内の患者の歯を操作するための、例えば、キーボード及びポインティングデバイスによる入力をユーザから受け取るためのインターフェースを提供する。

10

#### 【 0 1 1 1 】

コンピュータ 7 0 は、更に、患者の取り外し可能な歯科装具のセットの寸法及び形状を決定するように構成されていてもよく、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状は、取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに、患者の 1 つ以上の歯をそれらの初期位置から調整後の位置へと再配置するように構成されている。コンピュータ 7 0 は、取り外し可能な歯科装具のセットを作製するために、患者の取り外し可能な歯科装具のセットの寸法及び形状を自動製造システム 7 4 に提供してもよい。

20

#### 【 0 1 1 2 】

クライアントコンピューティングデバイス 8 0 及びコンピュータ 7 0 は例示的なコンピュータシステムの单なる概念的な表現である。いくつかの例では、クライアントコンピューティングデバイス 8 0 及び / 又はコンピュータ 7 0 に関して記載した機能を 1 つのコンピューティングデバイスに組み合わせてもよく、コンピュータシステム内の複数のコンピューティングデバイス間で分散させてもよい。例えば、本明細書中に記載される歯科装具のデジタル設計にクラウドコンピューティングを用いてもよい。一例では、歯構造のデジタル表現が診療所の 1 つのコンピュータで受信される一方で、歯科装具の形状及び寸法はコンピュータ 7 0 などの異なるコンピュータを用いて決定される。加えて、コンピュータ 7 0 などのその異なるコンピュータは形状及び寸法の決定のために同一データを全て受信する必要がない場合がある。形状及び寸法は、少なくとも一部、当該症例の完全な 3 D 表示を受け取ることなく歴史的症例又は例示的症例の仮想モデルの分析を通じて得た知識に基づき決定してもよい。このような例では、クライアントコンピューティングデバイス 8 0 とコンピュータ 7 0 との間で送信される、又はそうでなければカスタマイズされた歯科装具を設計するために利用されるデータは、患者の完全なデジタル歯科モデルを示す全データセットよりも大幅に小さくてもよい。

30

#### 【 0 1 1 3 】

図 1 3 は、取り外し可能な歯科装具 5 2 の組み立てのために製造施設 4 8 において行われる方法 2 6 を示すフローチャートである。いくつかの例では、取り外し可能な歯科装具 5 2 は、本明細書で論じられるような取り外し可能な歯科装具のうちの 1 つ以上を含んでもよい。ブロック 2 1 において、製造施設 4 8 のコンピュータ 7 0 は、診療所 4 4 を介して患者 4 2 からデジタル歯構造データ 4 6 を受け取ることによって、患者の 1 つ以上の歯の初期位置と、処方データ 4 7 とを診療所 4 4 から提供される。あるいは、コンピュータ 7 0 は、コンピュータ 7 0 内にある又はそうでなければコンピュータ 7 0 によってアクセス可能なデータベースから情報を取り出す。診療所 4 4 がすでに実行していない場合には、コンピュータ 7 0 に関わる訓練されたユーザがコンピュータ 7 0 上で実行されているコンピュータ化モデリング環境と対話し、患者の歯構造のデジタル表現に対し治療計画を策定し、処方データ 4 7 を生成してもよい。他の例では、コンピュータ 7 0 は患者の歯構造及び既定の設計制約のみに基づき治療計画を自動的に策定してもよい。

40

#### 【 0 1 1 4 】

50

ブロック 2 2において、コンピュータ 7 0は、患者の取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を決定する。取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状は、取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに患者の1つ以上の歯をそれらの初期位置から調整後の位置へと再配置するように構成されている。同じ又は異なる例では、コンピュータ 7 0は患者の取り外し可能な歯科装具のセットの寸法及び形状を決定し、患者の取り外し可能な歯科装具のセットは連續で装着されるように構成されている。

#### 【 0 1 1 5 】

いくつかの例では、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を決定することは、コンピュータ 7 0によって、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を既定の一連の設計制約に従い選択することを含む。既定の一連の設計制約は、取り囲まれた歯の1つ以上に印加される最大局所力、取り囲まれた歯の1つ以上に印加される最大回転力、取り囲まれた歯の1つ以上に印加される最大並進力、取り囲まれた歯の1つ以上に印加される最大合力、及び取り囲まれた歯がそれらの初期位置にあるときに、取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに印加される最大歪みを含むが、これらに限定されない1つ以上の因子を含んでもよい。

10

#### 【 0 1 1 6 】

取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状の決定時、コンピュータ 7 0は、有限要素法(F E A)を用いて、患者の歯及び取り外し可能な歯科装具にかかる力を分析してもよい。例えば、コンピュータ 7 0は、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットを含む治療を示す、モデル化された歯がそれらの初期位置からそれらの最終位置へと移動する際の患者の歯のソリッドモデルにF E Aを適用してもよい。コンピュータ 7 0はF E A技術を用いて、所望の力を歯に印加するのに適した取り外し可能な歯科装具を選択してもよい。加えて、コンピュータ 7 0は仮想咬合器を使用して、治療中のモデル化された歯の動き全体を通じた歯間の接触点を決定してもよい。コンピュータ 7 0は、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の取り外し可能な歯科装具の設計時、F E A力分析において、デバイスからの力と併せて、相互嵌合力などの咬合接触力を更に含んでもよい。

20

#### 【 0 1 1 7 】

同じ又は異なる例では、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を決定することは、取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに患者の1つ以上の歯をそれらの初期位置から調整後の位置へと再配置するのに適した剛性を付与するために、コンピュータ 7 0によって、歯科装具本体の顎側部及び舌側部の厚さを選択することを含む。異なる例では、このような選択された厚さは、厚さ約0.5～約1.0ミリメートルなど、厚さ約0.25ミリメートル～約2.0ミリメートルの範囲であってもよい。いくつかの例では、コンピュータ 7 0は、既定の設計制約に従い、又は厚さを必ずしも増加させることなく所望の剛性特性を付与するために、取り外し可能な歯科装具の少なくとも一部分(例えば、顎面側本体部分及び舌側本体部分)の材料を更に選択してもよい。

30

#### 【 0 1 1 8 】

ブロック 2 3において、患者の取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状は、コンピュータ 7 0のユーザインターフェースの7 2を介してユーザに提示されてもよい。取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状がコンピュータ 7 0のユーザインターフェース7 2を通じてユーザに提示される例では、ユーザは、設計データが自動製造システムに送られる前に、設計制約を調整する又は取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を直接調整する機会を有してもよい。

40

#### 【 0 1 1 9 】

ブロック 2 3において、あるいは又は付加的に、患者の取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状は、コンピュータ 7 0によって直接、自動製造システム7 4によって製造される取り外し可能な歯科装具としてユーザに提示されてもよい。このような例では、コンピュータ 7 0は取り外し可能な歯科装具のデジタルモデルを自動製造システム7 4に送り、自動製造システム7 4は取り外し可能な歯科装具をコンピュータ 7 0からのデジタルモデルに従い製造する。

50

**【 0 1 2 0 】**

ブロック 24において、コンピュータ 70は、ユーザの承認後、取り外し可能な歯科装具のデジタルモデルを自動製造システム 74に送信する（患者の取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状が、コンピュータ 70のユーザインターフェース 72を介してユーザに提示され得る例であっても送信する）。

**【 0 1 2 1 】**

ブロック 25において、自動製造システム 74は、コンピュータ 70からデジタルモデルに従って取り外し可能な歯科装具を製造する。

**【 0 1 2 2 】**

いくつかの例では、自動製造システム 74は 3D プリンタを含んでもよい。方法 26の技術は、順序付けられた患者の取り外し可能な歯科装具セットのそれぞれの設計及び製造に適用されてもよい。例えば、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内のそれぞれの取り外し可能な歯科装具は、患者の歯を段階的に再配置するように構成されていてもよい。このようにして、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットは、取り外し可能な歯科装具のセット内の取り外し可能な歯科装具のいずれか 1つよりも大きな程度まで患者の歯を再配置するように構成されていてもよい。このような順序付けられた患者の取り外し可能な歯科装具のセットは、順序付けられた患者の取り外し可能な歯科装具のセットの取り外し可能な歯科装具が患者によって順次装着されるにつれて、患者の 1つ以上の歯をそれらの初期位置から最終調整後の位置に段階的に再配置するように特別に構成されていてもよい。

10

**【 0 1 2 3 】**

いくつかの例では、方法 26に関して記載されている技術は、クライアントコンピューティングデバイス 80及び / 又はコンピュータ 70のコンピュータ可読ストレージ媒体などのコンピュータ可読ストレージ媒体内で具現化されてもよい。コンピュータ可読ストレージ媒体は、実行されたときに、方法 26に関して記載されている技術を実行するようにプロセッサを設定するコンピュータ実行可能命令を記憶する。

20

**【 0 1 2 4 】**

取り外し可能な歯科装具 52の設計後、製造施設 48は、取り外し可能な歯科装具 52をデジタル歯構造データ 46及び処方データ 47に従い作製する。取り外し可能な歯科装具 52の組み立てには、3D 印刷、熱成形、射出成形、ロストワックス铸造、5軸フライス加工、レーザ切削加工、スナップ嵌合及びオーバーモールドなどのハイブリッド式プラスチック及び金属製造技術、並びに他の製造技術を含んでもよい。

30

**【 0 1 2 5 】**

図 14は、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットを用いた治療の連続的な繰り返しを示すフローチャート 71である。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットは、患者の 1つ以上の歯を再配置するように構成されている。様々な例において、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットは、本明細書に記載される取り外し可能な歯科装具のうちの 1つ以上を含んでもよい。したがって、治療は、本明細書中に記載される複数の取り外し可能な歯科装具を特徴としてもよく、1つの特定の歯科装具実施形態の繰り返しに限定される必要はない場合がある。1つの例示的な実施態様では、治療はまず本明細書に記載される 1つ又は複数の取り外し可能な歯科装具の繰り返しから開始してもよく、いったん患者の歯が特定の所望の量移動したときに、本明細書に記載される取り外し可能な歯科装具の繰り返しによって治療を継続してもよい。

40

**【 0 1 2 6 】**

ブロック 73において、治療の最初の繰り返しにより治療が開始される。治療の第 1の繰り返しの開始時、患者の歯はブロック 75において歯列状態 Xによって示される初期位置にある。ブロック 76において、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットの設計を容易にするために患者の歯の走査が行われる。患者の歯の走査から、コンピュータは、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具の 2つの異なる形状及び寸法、すなわち、設計 77a 及び設計 77b を決定する。患者の歯のデジタルモデルを作成するため

50

の例示的な技術は、「METHODS OF PREPARING A VIRTUAL DENTITION MODEL AND FABRICATING A DENTAL RETAINER THEREFROM」という名称の、2014年5月27日に発行済みの米国特許第8,738,165号(Cinaderら)に記載されている。コンピュータは、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具の2つの異なる形状及び寸法を、まず患者の歯のデジタルモデルを調整し、治療後の患者の歯の所望の位置のモデルを作成することによって決定してもよい。その後、コンピュータは、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具の形状及び寸法を、患者の歯を初期位置からそれらの所望の位置に移動させるために必要な時間及び力に基づき作成してもよい。例えば、コンピュータモデルは、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具のばね状要素の厚さ及び他の寸法を調整し、患者の歯を初期位置からそれらの所望の位置に移動させるために必要な力を生成してもよい。

#### 【0127】

順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具によって印加されるモデル化された力は、更に、治療中の患者の歯の漸進的位置移動に基づいてもよい。このようにして、コンピュータは、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具が患者によって装着される治療中に、予想位置において歯に印加される予測される力に応じて、順序付けられたセット内の取り外し可能な歯科装具のそれぞれの形状及び寸法を設計してもよい。

#### 【0128】

いくつかの例では、取り外し可能な歯科装具のセットのうちの2つ以上、例えば3つなどの異なる取り外し可能な歯科装具を、2つの異なる形状及び寸法をそれぞれ用いて製造し、取り外し可能な歯科装具のセット内に6つの取り外し可能な歯科装具を作成することができる。順序付けられた歯科装具のセット内の第1の歯科装具から第3の歯科装具は、同じ形状及び寸法のものであるが、異なる剛性特性を持つ材料を含む。第2及び第3の歯科装具は第1の歯科装具よりも高い剛性特性を有し、第3の歯科装具は第2の歯科装具よりも高い剛性特性を有する。同様に、順序付けられた歯科装具のセット内の第4の歯科装具から第6の歯科装具は同じ形状及び寸法のものであるが、異なる剛性特性を持つ材料を含む。第5及び第6の歯科装具は第4の歯科装具よりも高い剛性特性を有し、第6の歯科装具は第5の歯科装具よりも高い剛性特性を有する。いくつかの例では、第1の歯科装具は第4の歯科装具と同じ剛性特性を有してもよい。

#### 【0129】

同様に、いくつかの例では、第2の歯科装具は、第5の歯科装具と同じ剛性特性を有してもよい。更に、いくつかの例では、第3の歯科装具は第6の歯科装具と同じ剛性特性を有してもよい。

#### 【0130】

1つの例示的な治療法では、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第1の取り外し可能な歯科装具77a1は、比較的軟質の高分子材料などの比較的軟質の材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第1の取り外し可能な歯科装具は設計77aに従い、比較的軟質の高分子材料などの比較的軟質の材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第2の取り外し可能な歯科装具77a2は、設計77aに従い、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第1の取り外し可能な歯科装具よりも比較的より硬質の高分子材料などの中程度の剛性を持つ材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第3の取り外し可能な歯科装具77a3は、設計77aに従い、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第2の取り外し可能な歯科装具よりも比較的より硬質の高分子材料などの高い剛性を持つ材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第4の取り外し可能な歯科装具77b1は、設計77bに従い、比較的軟質の材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第5の取り外し可能な歯科装具77b2は、設計77bに従い、中程度の剛性を持つ材料から作製されている。順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第

10

20

30

40

50

6の取り外し可能な歯科装具77b3は、設計77bに従い、高い剛性を持つ材料から作製されている。

#### 【0131】

順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の第1から第6の取り外し可能な歯科装具は患者により長期間にわたって順に装着される。例えば、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内の取り外し可能な歯科装具のそれぞれは、約3週間～約10週間又は約4週間～約8週間など、約2週間～約12週間装着されてもよい。第1～第6の取り外し可能な歯科装具を使用した治療計画後、患者の歯は、歯列状態X+1によって示されるブロック78に示されるような治療の第1の繰り返しにおける歯の最終位置にある。

#### 【0132】

ブロック79において、患者は、臨床医は治療の第1の繰り返しの結果を評価することができる臨床医の元に戻ってもよい。治療の第1の繰り返しの結果、患者の歯の最終的な配置に成功した場合には、ブロック87において治療を終了してもよい。しかしながら、治療の第1の繰り返しによって、患者の歯の所望の移動が完了しなかった場合、1回以上の追加の治療の繰り返しを実施し、ブロック73に進んでもよい。治療の次の繰り返しを開始するために、臨床医は、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットの設計を容易にするように、ブロック76において患者の歯の走査をもう一度行ってもよい。いくつかの例では、治療の第1の繰り返しの結果の評価には、患者の歯の走査をもう一度行うこととを含んでもよく、この場合、治療の次の繰り返しを開始することには、患者の順序付けられた取り外し可能な歯科装具の別のセットが患者の歯の新たな位置に基づき製造され得るように、患者の歯のデジタルモデルを製造施設に送ることを単に含んでもよい。更に別の例では、新たに取得した走査を用いて、取り外し可能な歯科装具の1つ又は複数の繰り返しを、臨床医の施設において作成してもよい。

#### 【0133】

フローチャート71の技術は1つの特定の例を示すものであり、フローチャート71の技術に本開示の趣旨の範囲内において種々の改良を施してもよい。例えば、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセットは、6つよりも多い又は少ない取り外し可能な歯科装具を含んでもよい。別の例として、順序付けられた取り外し可能な歯科装具のセット内のそれぞれの取り外し可能な歯科装具は、固有の形状及び寸法を有してもよい。

#### 【0134】

##### 例示的実施形態一覧

1. 歯列矯正プラケットであって、

プラケット本体であって、

外側本体と、

外側本体に隣接して配置された内側本体と、

内側本体に隣接して配置され、歯に結合するように構成されたプラケットベースと、を備えるプラケット本体、を備える、歯列矯正プラケット。

1 a. 内側本体がプラケットベースに隣接して配置される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 b. 内側本体が、外側本体とプラケットベースとの間に配置される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 c. 内側本体が外側本体に結合されている、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 d. 内側本体がプラケットベースに結合されている、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 e. 内側本体がエラストマー材料から形成される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 f. 外側本体が剛性材料から形成される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

1 g. 外側本体の弾性率が、内側本体の弾性率よりも大きい、先行する実施形態のいず

10

20

30

40

50

れかに記載の歯列矯正プラケット。

2 . 外側本体がアーチ部材のためのスロットを備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

2 a . 外側本体がアーチ部材の固定手段を備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

2 b . 外側本体がタイワイングを備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

2 c . 外側本体に結合されたスロットを更に備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

3 . プラケットベースが第 1 の断面積を有し、外側本体が第 2 の断面積を有し、内側本体が第 3 の断面積を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。 10

3 a . 第 1 の断面積が、スロットによって画定される第 2 の平面に平行な第 1 の平面によって画定され、第 1 の平面が、歯の最遠位端と平面を成し、第 1 の平面及び第 2 の平面は、第 3 の平面に垂直であり、第 3 の平面は、スロット及びプラケットの中点によって画定される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

3 b . 第 2 の断面積が、第 2 の平面に平行な第 4 の平面によって画定され、第 4 の平面がベースの最遠位端と平面を成す、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

3 c . 第 3 の断面積が、第 2 の平面に平行な第 5 の平面によって画定され、第 5 の平面が、内側本体の最遠位端と平面を成す、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。 20

4 a . 第 3 の断面積が、第 1 の断面積の少なくとも 50 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

4 b . 第 3 の断面積が、第 1 の断面積の少なくとも 75 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

5 a . 第 3 の断面積が、第 2 の断面積の少なくとも 75 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

5 b . 第 3 の断面積が、第 2 の断面積の少なくとも 85 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

5 c . 第 3 の断面積が、第 2 の断面積の少なくとも 90 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。 30

6 a . 第 2 の断面積が、第 1 の断面積の少なくとも 10 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

6 b . 第 2 の断面積が、第 1 の断面積の 90 %以下である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

6 c . プラケットベースが第 1 の厚さを有し、内側本体が第 2 の厚さを有し、第 2 の厚さが少なくとも第 1 の厚さである、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

6 d . プラケットベースが第 1 の厚さを有し、内側本体が第 2 の厚さを有し、第 2 の厚さが第 1 の厚さの少なくとも 120 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。 40

6 e . 第 1 の厚さが、プラケットベースの最も薄い部分から測定される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

7 a . 内側本体が、外側本体の少なくとも 1 つの主表面に少なくとも部分的に接触する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

7 b . 内側本体が、外側本体の少なくとも 1 つの主表面に連続的に接触する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

7 c . 内側本体が外側本体と面一以下である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正プラケット。

8 a . 内側本体が、プラケットベースの少なくとも 1 つの主表面を少なくとも部分的に 50

覆う、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

8 b . 内側本体が、ブラケットベースの少なくとも 1 つの中表面を包囲する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

8 c . 内側本体が、少なくとも 1 つのフランジを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

8 d . フランジが、第 1 の断面積の 5 % 以下である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

9 a . 内側本体が、外側本体と少なくとも部分的に連結する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

9 b . 内側本体がブラケットベースと少なくとも部分的に連結する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 10

9 c . 内側本体が、少なくとも 1 つの突出部を備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

9 d . 内側本体が、複数の突出部を備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

9 e . 本体又はベースが、突出部のうちの少なくとも 1 つと連結するための少なくとも 1 つの凹状領域を備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

10 . 内側本体が、1 7 5 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

11 . 内側本体が、1 2 0 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 20

12 . 内側本体が、6 0 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

13 . 内側本体が、1 0 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

14 . 内側本体が、5 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

15 . 内側本体が、2 5 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

16 . 内側本体が、1 0 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 30

17 . 内側本体が、5 0 0 メガパスカル以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

18 . 内側本体が、少なくとも 1 0 0 メガパスカルの弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

18 a . 内側本体が、少なくとも 0 . 1 mm の厚さを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

18 b . 内側本体が、少なくとも 0 . 5 mm の厚さを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

18 c . 内側本体が、少なくとも 0 . 7 5 mm の厚さを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 40

19 . 内側本体がゴムを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

19 a . 内側本体がシリコーンゴムを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

20 . 内側本体がポリウレタンを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

21 . 内側本体が、外側本体をブラケットベースに対して少なくとも 2 0 % 屈曲させるのに十分なポリマー材料を含む、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 50

22. ブラケットベースが、歯に対して実質的に平面である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

23. 外側本体が、アーチワイヤを少なくとも2つの表面上に固定する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

24. ブラケットベースが、歯に当接する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

25. ブラケットベース上に配置された接着剤を更に備える、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

26. 接着剤が、歯に接触する表面に貼付される、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 10

27. ブラケットベースが、外側本体に接触する、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

28. 歯がセラミックである、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

29. ブラケットベースが、歯に隣接するポリマー物質である、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。

30. 少なくとも外側本体、ブラケットベース及びこれらの組み合わせがポリマー物質を含む、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケット。 20

31. 取り外し可能な歯科装具であって、

1つ以上の歯を受け入れるように成形された1つ以上のキャビティをそれぞれ有する複数のポリマーシェル部であって、複数のシェル部のそれぞれが、他の複数のシェル部から分離されるように形成されている、複数のポリマーシェル部を備える、取り外し可能な歯科装具。 20

31a. 内側本体を更に備える、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

31b. 外側本体を更に備える、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

31c. 先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケットを更に備える、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

31d. 歯列矯正ブラケットのブラケットベースが、ポリマーシェル部の少なくとも一部を形成する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。 30

32. 外側本体に結合されたアーチ部材を更に備え、アーチ部材が、1つ以上の歯を第1の向きから連続的な向きに再配置するための1以上の力を提供する、先行する実施形態のうちのいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

32a. ポリマーシェル部及び内側本体が単一ピースである、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

33. アーチ部材、ポリマーシェル部及び歯列矯正ブラケットが単一ピースである、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

34. 歯列矯正ブラケットが、ポリマーシェル部の舌側に取り付けられる、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。 40

35. 歯列矯正ブラケットが、ポリマーシェル部の唇側に取り付けられる、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

36. 第1の歯列矯正ブラケットが、唇側に取り付けられ、第2の歯列矯正ブラケットが、ポリマーシェル部の舌側に取り付けられる、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

37. アーチ部材の堅牢性が、内側本体の弾力性に関連する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

38. 内側本体が、アーチ部材の弾性率以下の弾性率を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

39. アーチ部材がポリマーから形成される、先行する実施形態のいずれかに記載の取 50

り外し可能な歯科装具。

4 0 . アーチ部材が降伏点よりも低い破断点を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 1 . ポリマーアーチ部材がポリウレタン樹脂を含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 2 . ポリマーアーチ部材がメタクリレート樹脂を含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 3 . 少なくとも 1 つのシェル部の第 1 のシェル部及び第 2 のシェル部が、第 1 又は第 2 のシェル部に形成された 1 つ以上のキャビティ内に受け入れられた 1 つ以上の歯を、第 1 の向きから連続的な向きへ再配置させるための 1 以上の力を付与するように設計され、アーチ部材が、第 1 のシェル部と第 2 のシェル部との間で力を伝達して、1 つ以上の歯を再配置する、先行する実施形態のうちのいずれかの取り外し可能な歯科装具。 10

4 4 . 第 1 のシェル部及び第 2 のシェル部が、互いに結合されている、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 5 . 第 1 のシェル部及び第 2 のシェル部が、アーチ部材を介して互いに結合されている、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 6 . アーチ部材が、弛緩状態の 1 つ以上の屈曲部を有する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 7 . アーチ部材が、リボンを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。 20

4 8 . シェル部が、第 1 の高さを有する舌側と、第 2 の高さを有する唇側とを有し、リボンが第 3 の高さを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

4 9 . 第 3 の高さが、第 1 の高さの少なくとも 50 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 0 . 第 3 の高さが、第 1 の高さの少なくとも 75 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 1 . 第 3 の高さが、第 1 の高さの少なくとも 85 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。 30

5 2 . 第 3 の高さが、第 1 の高さの少なくとも 95 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 3 . 第 3 の高さが、第 2 の高さの少なくとも 50 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 4 . 第 3 の高さが、第 2 の高さの少なくとも 75 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 5 . 第 3 の高さが、第 2 の高さの少なくとも 85 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 6 . 第 3 の高さが、第 2 の高さの少なくとも 95 %である、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 7 . アーチ部材がワイヤを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。 40

5 8 . ワイヤがポリマーである、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

5 9 . シェル部が第 1 のポリマーを含み、歯列矯正プラケットが第 2 のポリマーを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

6 0 . シェル部が第 1 のポリマーを含み、アーチ部材が第 2 のポリマーを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

6 1 . 第 1 のシェル部が、歯に適合する切欠きを有する、先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

6 2 . 切欠きが、歯の表面積の少なくとも 50 %を露出させる、先行する実施形態のい 50

すれかに記載の取り外し可能な歯科装具。

6 3 . 先行する実施形態のいずれかに記載の取り外し可能な歯科装具の製造方法であつて、

患者の歯科構造のデジタル表現を受領することと、

取り外し可能な歯科装具が患者によって装着されたときに、初期位置から調整位置へと歯科構造を修正するために必要な力に基づいて、取り外し可能な歯科装具の寸法及び形状を決定することと、

取り外し可能な歯科装具を形成する工程と、を含む、方法。

6 4 . 歯科構造を修正するのに十分な位置に、取り外し可能な歯科装具を用いて、先行する実施形態のいずれかに記載の歯列矯正ブラケットを形成することを更に含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。 10

6 5 . 歯科構造を修正するのに十分な位置で、歯列矯正ブラケットを取り外し可能な歯科装具のシェル部に取り付けることを更に含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

6 6 . 先行する実施形態のうちのいずれかに記載のアーチ部材を形成することを更に含む、

先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

6 7 . アーチ部材を歯列矯正ブラケットに結合することを更に含む、

先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

6 8 . 取り外し可能な歯科装具を形成することが、

第1のポリマー材料から、ユーザの1つ以上の歯を受け入れるように成形された少なくとも1つのキャビティをそれぞれ有する複数のシェル部を形成することと、

第2のポリマー材料から、先行する実施形態のいずれかの歯列矯正ブラケットを形成することと、

第3のポリマー材料からアーチ部材を形成することと、

を含み、

取り外し可能な歯科装具が単一ピースとして形成されている、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

6 9 . 取り外し可能な歯科装具を形成することが、先行する実施形態のいずれかの取り外し可能な歯科装具を実質的に同時に印刷することを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。 30

7 0 . 第3のポリマー材料が、第1のポリマー材料と同じである、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

7 1 . 第1のポリマー材料が、ポリ(メタ)アクリレートを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

7 2 . 第2のポリマー材料が、1以上の多機能ウレタン(メタ)アクリレートを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

7 3 . ポリウレタンの破断点が、降伏点以下である、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

7 4 . シェル部の公差が、歯の主表面に対して0.25mm以下である、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。 40

7 5 . 複数のシェル部を形成することが、

a ) 高粘度の重合性成分、仮の溶媒、及び重合開始剤を含む印刷可能な組成物を用意することと、

b ) 印刷可能な組成物を選択的に硬化させて3次元物体の形状を表す物品を形成することと、

c ) 物品から相当量の仮の溶媒を除去することと、を含み、

任意に、工程c)の前又は後に残存する未重合の重合性成分を硬化させることと、

によって実行される、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

7 6 . 先行する実施形態のうちのいずれかの内側本体と、

10

20

30

40

50

先行する実施形態のいずれかの外側本体と、  
を備える、キット。

7 7 . 先行する実施形態のいずれかに記載のプラケットベースを更に備える、キット。

7 8 . 歯列矯正プラケットの製造方法であって、

外側本体及びプラケットベースの 1 つ以上の寸法を受領することと、

外側本体及びプラケットベースの 1 つ以上の寸法に基づいて、内側本体の 1 つ以上の寸法を決定することと、

内側本体の 1 つ以上の寸法に基づいて内側本体を形成することと、を含む、製造方法。

7 9 . 内側本体を外側本体に結合することを更に含む、

先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

8 0 . 内側本体をプラケットベースに結合することを更に含む、

先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

8 1 . 内側本体を形成することが、

内側本体の 1 つ以上の寸法に基づいて金型を形成することと、

材料を金型に添加することと、

材料を硬化させて内側本体を形成することと、

内側本体を除去することと、を更に含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

8 2 . 内側本体の 1 つ以上の寸法が、インアウト、アンギュレーション、インクリネーション、トルク、ティップ及びこれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つを含む、先行する実施形態のいずれかに記載の方法。

【図面】

【図 1 A】

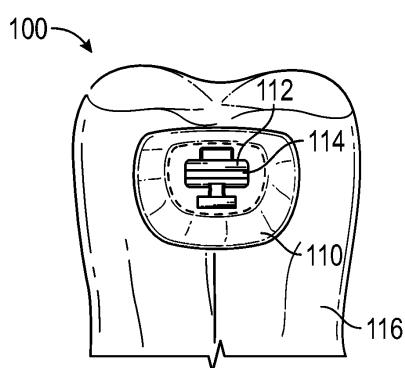


FIG. 1A

【図 1 B】

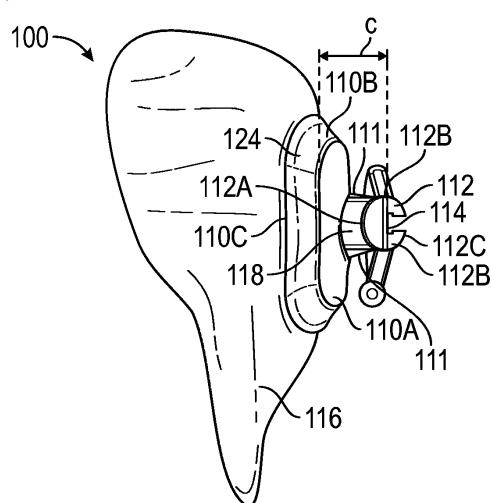


FIG. 1B

10

20

30

40

50

【図 2】

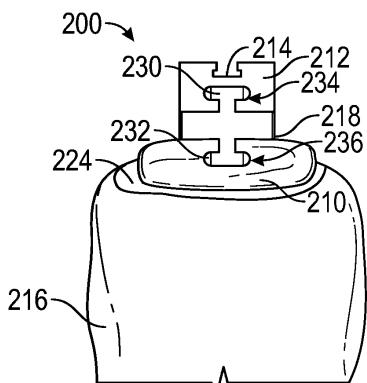


FIG. 2

【図 3】

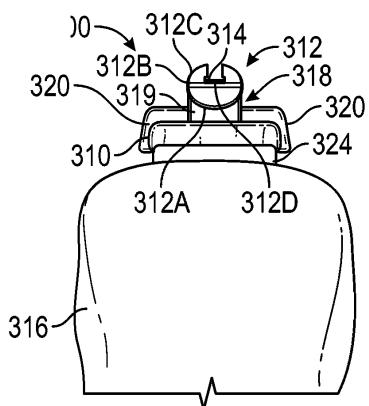


FIG. 3

10

【図 4】

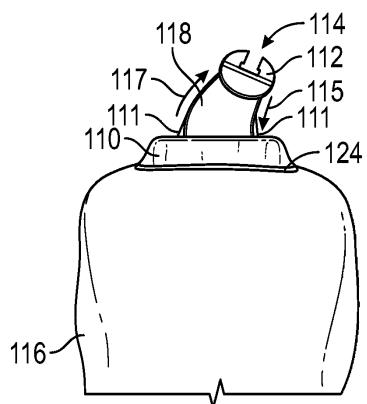
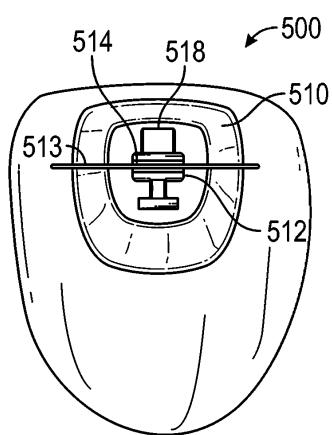


FIG. 4

【図 5 A】



20

30

FIG. 5A

40

50

【図 5 B】

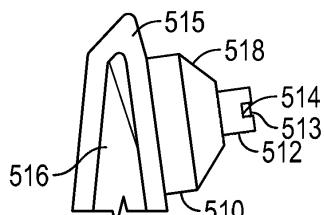


FIG. 5B

【図 6】

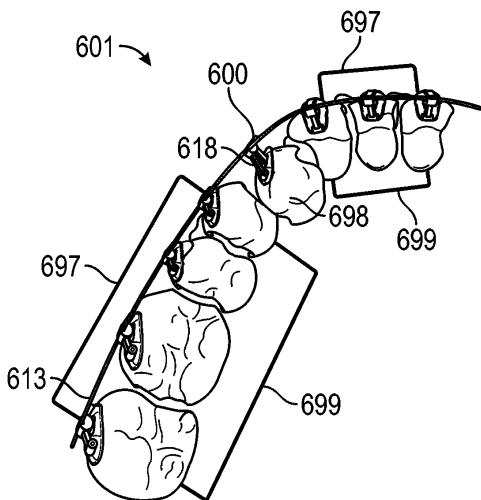


FIG. 6

【図 7】

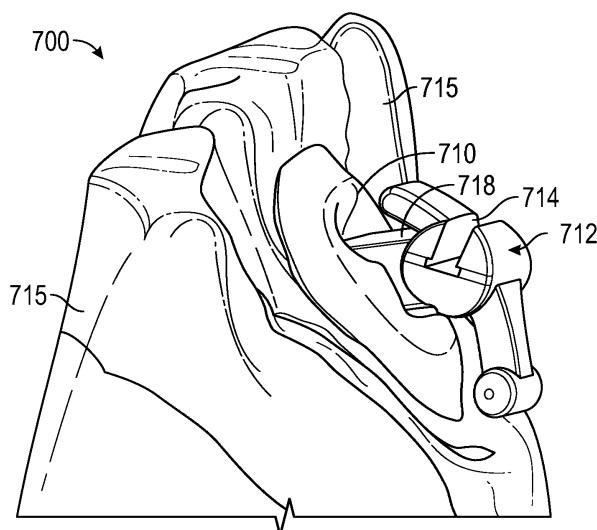


FIG. 7

【図 8 A】

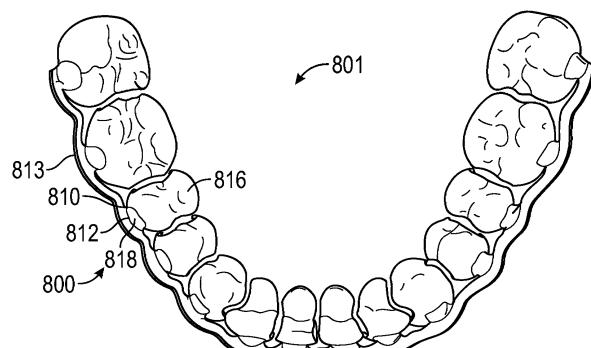


FIG. 8A

20

30

40

50

【図 8 B】

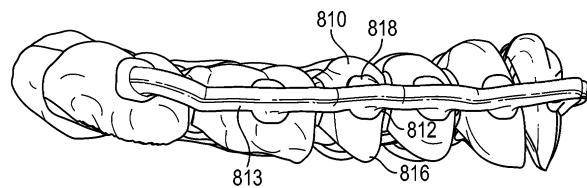


FIG. 8B

【図 9 A】

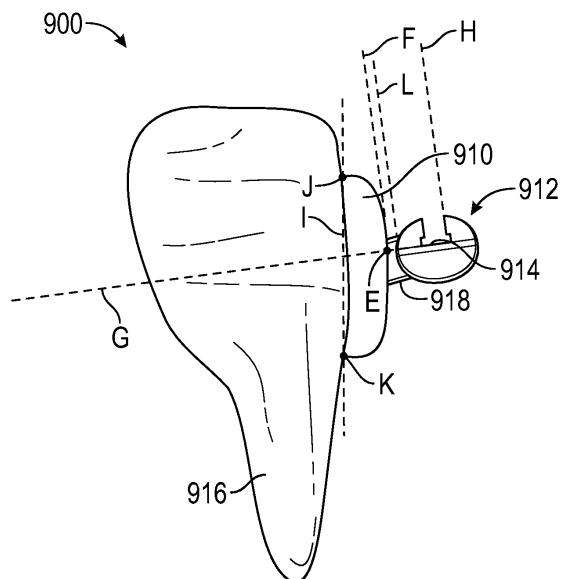


FIG. 9A

10

【図 9 B】

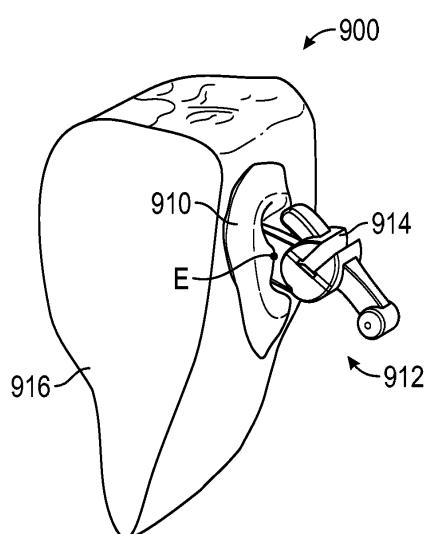


FIG. 9B

【図 9 C】

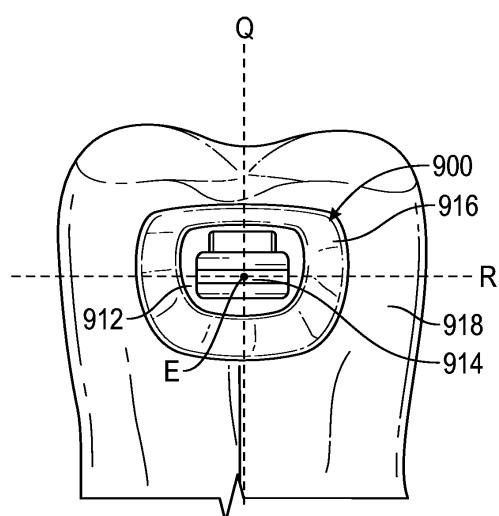


FIG. 9C

20

30

40

50

【図 10】

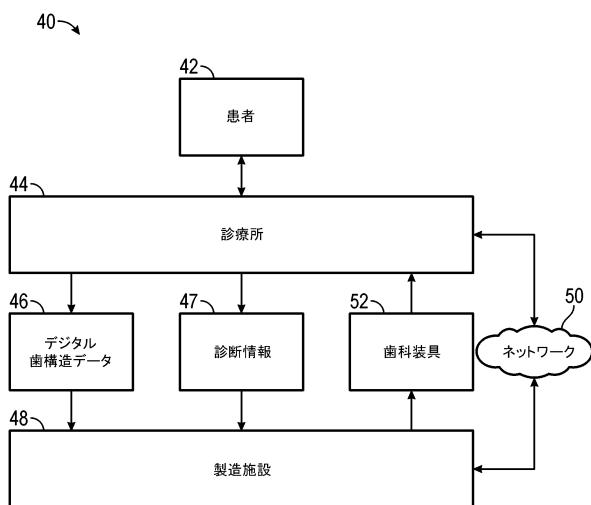


FIG. 10

【図 11】

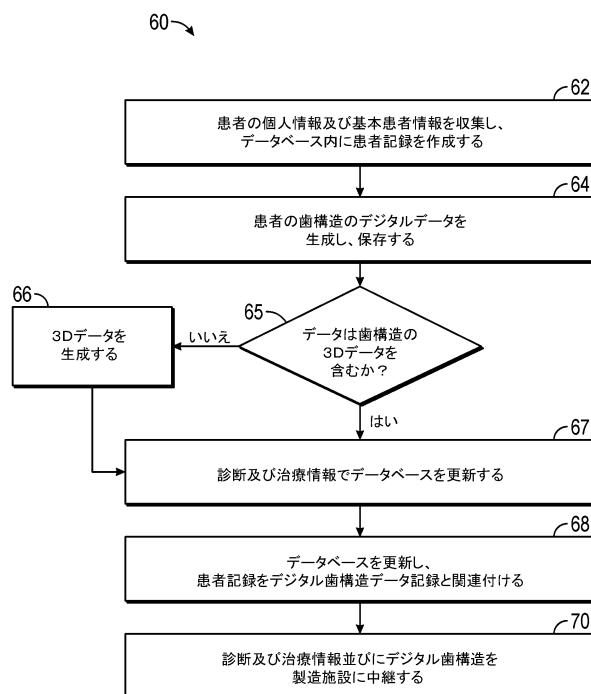


FIG. 11

【図 12】

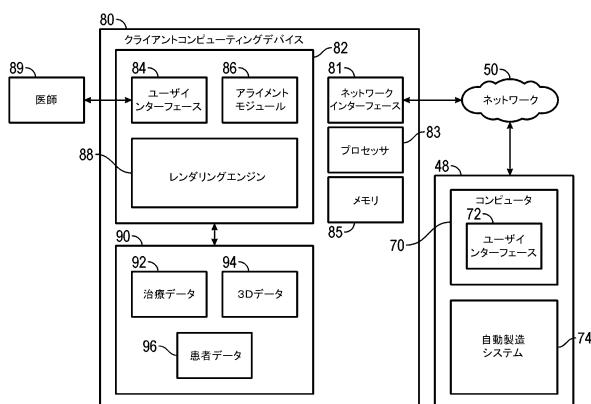


FIG. 12

【図 13】

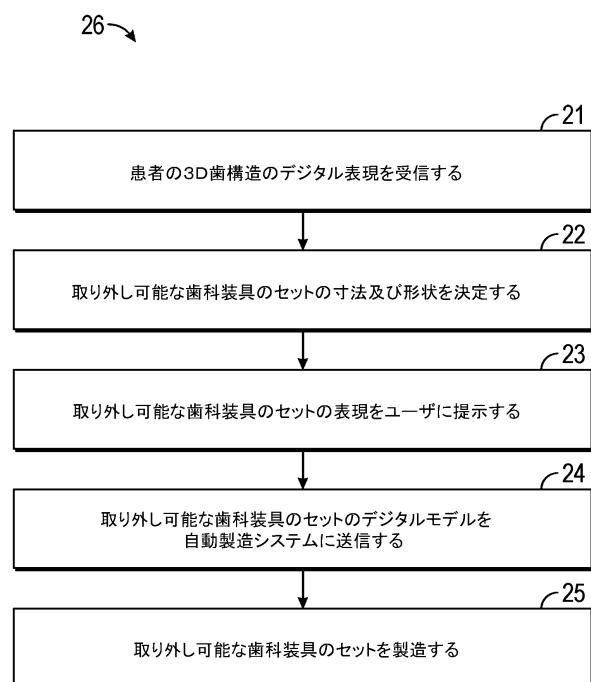


FIG. 13

10

20

30

40

50

【図 1 4】

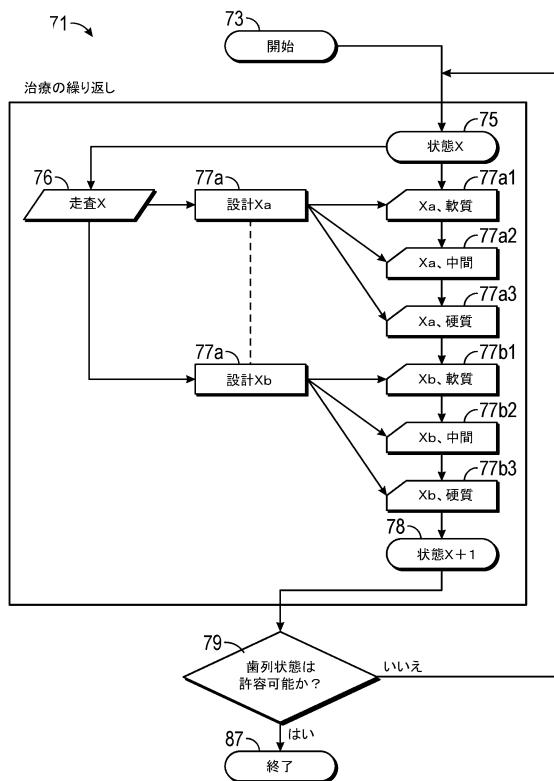


FIG. 14

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

(74)代理人 100171701

弁理士 浅村 敬一

(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

審査官 小林 瞳

(56)参考文献 国際公開第2015/131015 (WO, A1)

特表2007-537824 (JP, A)

米国特許出願公開第2016/0256241 (US, A1)

国際公開第2007/133422 (WO, A2)

米国特許第07306458 (US, B1)

米国特許出願公開第2011/0300502 (US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 C 7 / 14