

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4327593号  
(P4327593)

(45) 発行日 平成21年9月9日(2009.9.9)

(24) 登録日 平成21年6月19日(2009.6.19)

(51) Int.Cl.

A 61 C 7/20 (2006.01)

F 1

A 61 C 7/00

A

請求項の数 1 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2003-516401 (P2003-516401)  
 (86) (22) 出願日 平成14年5月1日 (2002.5.1)  
 (65) 公表番号 特表2004-536662 (P2004-536662A)  
 (43) 公表日 平成16年12月9日 (2004.12.9)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2002/014022  
 (87) 國際公開番号 WO2003/011165  
 (87) 國際公開日 平成15年2月13日 (2003.2.13)  
 審査請求日 平成17年4月27日 (2005.4.27)  
 (31) 優先権主張番号 09/918,226  
 (32) 優先日 平成13年7月30日 (2001.7.30)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 505005049  
 スリーエム イノベイティブ プロパティ  
 ズ カンパニー  
 アメリカ合衆国、ミネソタ州 55133  
 -3427, セント ポール, ポスト オ  
 フィス ボックス 33427, スリーエ  
 ム センター  
 (74) 代理人 100099759  
 弁理士 青木 篤  
 (74) 代理人 100092624  
 弁理士 鶴田 準一  
 (74) 代理人 100102819  
 弁理士 島田 哲郎  
 (74) 代理人 100082898  
 弁理士 西山 雅也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】歯科矯正用プレースの処方を選択する方法および装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

コンピュータが歯科患者の歯のデータを処理する方法であって、歯列弓の歯のうちの少なくとも何本かのための、一定の処方を有する第1の歯科矯正用プレースが前記歯に取り付けられた時のそれぞれの歯の第1の位置を表すデータセットを作成する段階、

前記歯列弓の同じ歯のうちの少なくとも何本かのための、前記第1のプレースの処方とは異なる処方を有する第2の歯科矯正用プレースが前記歯に取り付けられた時のそれぞれの歯の第2の位置を表すデータセットを作成する段階、並びに

前記第1の位置および前記第2の位置にある時の少なくとも1本の歯の画像を同時に表示する段階であって、前記画像の少なくとも一部が重なり、前記第1のプレースと前記第2のプレースの相対的な効果を観察できるように、表示される歯の画像の向きについての前記第1の位置と前記第2の位置との間の差異の少なくとも一部が、コントラストをなして見える、段階、  
を含む、方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、歯科矯正患者の治療に使用される方法および装置に関する。更に詳細には、本発明は、開業医が決定する特定の目的の達成を容易にするように選ばれた、1つ以上の

10

20

構成要素から作製される歯科矯正用プレースを選択する方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

歯科矯正学は、不規則な歯の位置を防止又は治療する歯科学の1分野である。正常な位置にない歯は、食物の適切な咀嚼を妨げる可能性があり、また、う蝕の発生や歯周病の一因となる傾向を有する場合がある。更に、位置異常な歯は、見た目が悪い場合があり、特に患者の口腔の正面又は前部分に位置する場合、見た目が悪い。

【0003】

歯科矯正用プレースは、歯列弓に沿って歯科矯正学的に正常な位置に、歯を移動させるのに使用するデバイスである。典型的には、歯科矯正の開業医は、一定の方向に歯に弱い圧力を掛ける構成要素を選択することにより、各患者のための注文の歯科矯正用プレースを作製する。ある期間にわたって、歯は所望の位置の方にゆっくりと移動する傾向がある。長期間後、歯根に近接した領域に新しい骨組織が成長し、歯を新しい位置にしっかりと保持する。

10

【0004】

広く使用されている歯科矯正用プレースの1種は、1組の歯科矯正器具、並びにアーチワイヤを備える。器具には、典型的には、多数の小さいスロット付きブラケットが含まれ、その各々は、歯列弓に沿って対応する歯に取付けられる。アーチワイヤは、各ブラケットのスロットに受入れられ、歯を所望の位置の方に案内する軌道を形成する。通常、1組の器具およびアーチワイヤが、患者の上顎および下顎歯列弓の両方に提供され、両方の歯列弓の治療は同時に実施される。

20

【0005】

現在、歯科矯正用器具およびアーチワイヤを選択する多くの方法があり、開業医が使用する特定の選択方法は、歯科矯正治療の経過中に採用することが予想される歯科矯正技術の種類に関係する。例えば、一般的な技術の1つは、「ストレートワイヤ」技術として既知であり、歯が所望の最終的な位置に移動した時に、共通面にあるように設計されるスロットを有するブラケットを使用する。ブラケットのスロットは、治療の始めには、歯の様々な位置異常のため一列に整列しないが、アーチワイヤの固有弹性は、アーチワイヤ、故に、結合したブラケットのスロットを共通面で一列に整列するように移動させる傾向がある復元力を提供する。

30

【0006】

前述のストレートワイヤ技術では、選択されるブラケットの各々は、ブラケットの特定の特性を表す、一定の「処方」を有する。処方は、アーチワイヤスロットのサイズ、並びに、歯の表面に取付けることを意図されるブラケットのベースに対するスロットの向きなど、ブラケットの多数の異なる態様、又は特徴を含むことができる。ベースに対するアーチワイヤスロットの向きを記載する処方は、トルク、アンギュレーション、および回転に関する値を含んでもよい。歯の移動に関して、「トルク」は、頬面唇面 - 舌側方向（即ち、患者の唇又は頬、および患者の舌に向かう方向、および離れる方向）における歯の長軸の傾斜移動として記載されることが多く、「アンギュレーション」は、近心および遠心方向（即ち、患者の歯列弓の中心に向かう方向、およびそこから離れる方向）における歯の長軸の傾斜移動として記載されることが多く、「回転」は、歯の長軸の周りの歯の回転移動として記載されることが多い。

40

【0007】

歯科矯正用ブラケットの処方は、歯によってそれぞれ異なることが多い。例えば、多くの開業医は、下顎前歯の長軸ができるだけ直立していることを好み、その結果、これらの歯に対して、比較的小さいトルク値およびアンギュレーション値を有するブラケットを処方する。対照的に、上顎中切歯は、通常、傾斜した長軸を有する。そのため、開業医は、幾分大きいトルク値およびアンギュレーション値を有する上顎中心ブラケットを処方する。しかし、所望の処方は、歯科矯正によってそれぞれ変わる場合がある。更に、処方は、特定の患者では、歯の最初の位置、隣接する歯の場所、又は対向する歯の向きに合わせる

50

ため、開業医の通常の診療とは異なる場合がある。

#### 【0008】

別の種類の歯科矯正用プレースは、ポジショナーとして既知であり、トレーの形状に形成されるエラストマー材料からなる。トレーは、歯を受入れるための一連の隣接する空洞を有する。各歯は、それぞれの空洞に受けられ、エラストマー材料の弾性の性質は、歯を所望の位置に移動させる傾向がある。歯科矯正用ポジショナーの一例は、米国特許第5,055,039号明細書に記載されている。

#### 【0009】

歯科矯正用ポジショナーは、エラストマー材料のシートから実験室で作製されることが多い。ポジショナーを作製する方法の1つは、印象材料を使用して患者の歯列弓の印象を作製する最初の段階を含む。次いで、患者の現存する歯列弓の模型が、硬化した印象から作製される。次に、この模型の歯が切り取られ、ワックス中で所望の向きに位置を変える。次いで、注文のトレーを作製するため、エラストマー材料のシートは、位置を変えた模型の歯を覆って成形される。エラストマー材料は弾性があり、固有の塑性復原力を有するが、トレーが患者の歯列弓上に配置されるとき、歯に弱い圧力を加えるように十分に剛性があることが好ましい。トレーが歯に加える圧力は、ある期間にわたって歯を所望の位置の方に移動させる傾向がある。

#### 【0010】

米国特許第5,975,893号明細書には、一連のポリマートレーを連続した順番で使用し、歯を徐々に移動させる方法が記載されている。トレーは、複数の異なる中間の歯の配列、並びに最終的な歯の配列を提供するように、コンピュータで設計される。各トレーには、矯正的な力を提供するのに十分な弾性があり、歯を比較的少しづつ徐々に、所望の最終的な歯の配列の方に移動させる。

#### 【0011】

【特許文献1】米国特許第5,055,039号明細書

【特許文献2】米国特許第5,975,893号明細書

#### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0012】

従来、歯科矯正の開業医は、他の患者に関する過去の治療結果という直接得た知識により、および文献に報告された結果を検討することにより、プレースの処方を選択することが多かった。しかし、特有の問題が現れる患者もあり、過去に良好に使用された技術を参照しても、今後の、一定の患者には好適でない場合がある。例えば、特定の場合には、歯の移動を助けるため、フォースモジュール（force module）が必要な場合があり、そのフォースモジュールは、処方を変えなければならないような程度まで、歯の最終的な位置に影響を与える場合がある。

#### 【0013】

更に、治療の結果は、しばらくの間、はっきりと分からぬ場合があるため、歯科矯正の処方を選択する問題は、歯科矯正治療の性質によって更に悪化する。患者が体験する苦痛を低減するため、また骨が成長し、各歯を所定の新しい位置に固定するのに十分な時間を与えるため、歯の移動は、歯科矯正治療の間、ゆっくりと実施される。そのため、開業医は、最初に選択されるプレースの処方が、歯を所望の最終的な向きに移動させるのに満足なものであることを、確実にすることを好む。

#### 【0014】

更に、プレースの処方を変更したとき、開業医が歯の移動の効果を予測することが困難な時もある。歯の移動を予測することの問題は、通常の観察では歯根が見えない、という事実によって更に悪化する。更に、三次元における歯の移動の空間認識は困難であり、特に、このような歯の移動が、歯列弓に沿って隣接する歯の位置に影響される場合があるときには困難である。

#### 【0015】

10

20

30

40

50

理解できるように、注文の歯科矯正用プレースの選択を容易にするシステムを提供すること、および、特に注文の歯科矯正用プレースの処方の選択を容易にするシステムを提供することが望ましい。好ましくは、このようなシステムは、簡単に使用でき、選択される特定のプレースの長期間の影響を理解することを容易にする。更に、このようなシステムは、ポジショナー、一連のカスタムトレー、プラケットおよびアーチワイヤを含む系、並びに他の種類のプレースなど、どのような種類のプレースで使用するのにも適用可能とすべきである。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明は、注文の歯科矯正用プレースの選択を容易にする方法および装置に関する。本発明の一態様に従い、歯の画像は、第1のプレースを用いる治療の終了時の最終的な向きを表す向きで、並びに、第2のプレースを用いる治療の終了時の最終的な向きを表す向きで表示される。第1のプレースと第2のプレースの両方から得られる結果を表す画像が同時に表示され、好ましくは、結果として得られる歯の位置に対する2つのプレースの相対的な効果が容易に観察できるように、コントラストをなす画像で表示される。このような方法で、開業医は、選択されるプレースと、それに対応する歯の最終的な位置又は完了位置との因果関係を更によく理解できる。

10

【0017】

本発明の別の態様に従い、歯の画像は、最終段階の前の歯科矯正治療の段階中の向きで表示される。この段階は、最初の段階であっても、又は中間段階であってもよい。また、歯の画像は、一定のプレースを用いる治療の終了時の最終的な向きを表す向きで表示される。完了した位置およびその前段階の位置の画像が同時に表示され、また、好ましくは、歯に対する、一定のプレースの効果を容易に観察できるように、コントラストをなす画像で表示される。

20

【0018】

更に詳細には、本発明は、一態様において、注文の歯科矯正用プレースを選択する方法に関する。この方法は、

歯列弓の多数の歯を表す1組のデータを提供する段階、

歯列弓の歯のうちの少なくとも何本かのための、一定の処方を有する第1の歯科矯正用プレースを選択する段階、

30

第1のプレースが対応する歯に取付けられる時に見える可能性がある、歯の第1の位置を決定する段階、

歯列弓の同じ歯のうちの少なくとも何本かのための、第1のプレースの処方と異なる処方を有する第2の歯科矯正用プレースを選択する段階、

第2のプレースが対応する歯に取付けられる時に見える可能性がある、歯の第2の位置を決定する段階、および

第1の位置にある時の、および第2の位置にある時の少なくとも1本の歯の画像を同時に表示する段階であって、これらの画像の少なくとも一部が重なっており、第1のプレースと第2のプレースの相対的な効果を観察できるように、表示される歯の画像の向きについての第1の位置と第2の位置との間の差異の少なくとも一部がコントラストをなして見える、段階、

40

を含む。

【0019】

また、本発明の別の実施形態は、歯科矯正用プレースの処方を選択する方法に関する。この実施形態では、該方法は、

歯列弓の多数の歯を表す1組のデータを提供する段階、

歯列弓の歯のうちの少なくとも何本かのための第1の歯科矯正用プレースを選択する段階であって、第1のプレースが、アーチワイヤおよび多数のプラケットを備える第1の組の器具を含み、第1の組の各器具が一定の処方を有する、段階、

第1のプレースが対応する歯に取付けられる時に見える可能性がある、歯の第1の位置

50

を決定する段階、

歯列弓の歯のうちの少なくとも何本かのための第2の歯科矯正用プレースを選択する段階であって、第2のプレースは、アーチワイヤおよび多数のブラケットを備える第2の組の器具を含み、第2の組の各器具が一定の処方を有し、第2の組のうち少なくとも1つの器具が第1の組の器具のうちの1つの処方と異なる処方を有する、段階、

第2のプレースが対応する歯に取付けられる時に見える可能性がある、歯の第2の位置を決定する段階、および

第1の位置にある時の、および第2の位置にある時の少なくとも1本の歯の画像を同時に表示する段階であって、それらの画像の少なくとも一部が互いにスーパーインポーズされ、第1のプレースと第2のプレースの相対的な効果が観察できるように、表示される歯の画像の向きについての第1の位置と第2の位置との間の差異の少なくとも一部がコントラストをなして見える、段階、

を含む。

#### 【0020】

また、本発明の別の態様は、注文の歯科矯正用プレースを選択する方法に関する。この方法は、

歯列弓の多数の歯を表す1組のデータを提供する段階、

歯列弓の少なくとも1本の歯を、歯科矯正治療の最終段階の前の歯科矯正治療のある段階中に見られる向きで、第1の画像として表示する段階、

歯列弓のための一定の群の歯科矯正用器具を選択する段階であって、この一定の群の器具は一定の処方を有するアーチワイヤおよび多数のブラケットを含み、一定の群のブラケットの各々がそれらの歯の1本に対応して一定の処方を有する、段階、

一定の群のブラケットが対応する歯に取付けられ、一定の群のアーチワイヤが一定の群のブラケットに連結され、歯が一定の群のブラケットに加えられる力に応答して移動した時に見える可能性がある、歯の完了位置を決定する段階、

決定された完了位置にある少なくとも1本の歯を画像として表示する段階であって、一定の群の器具の効果を観察できるように、表示される完了位置にある歯の向きの差異の少なくとも一部が、表示される前段階の位置にある歯の画像とコントラストをなす画像中に見られる、段階、

を含む。

#### 【0021】

また、本発明の他の態様は、注文の歯科矯正用プレースを選択する方法に関する。この方法は、

歯列弓の多数の歯を表す1組のデータを提供する段階、

歯列弓の少なくとも1本の歯を、歯科矯正治療の第1の段階中に見られる向きで、第1の画像として表示する段階、

歯列弓のための、一定の処方を有するプレースを選択する段階、

プレースが口腔内に取付けられ、歯がプレースにより加えられる力に応答して移動した時に見える可能性がある、歯の第2の位置を決定する段階、

第2の位置にある少なくとも1本の歯を画像として表示する段階であって、プレースの効果を観察できるように、表示される第2の位置にある歯の向きの差異が、置き換えられる第1の位置にある歯の画像とコントラストをなす画像として見える、段階、

を含む。

#### 【0022】

本発明の更に別の態様は、歯科患者の歯のデータを処理する方法に関する。この方法は、

患者の歯の少なくとも一部の形状を表す第1組のデータを得る段階、

第1の組のデータで表される歯と同じ種類の歯のものである、模型の歯の少なくとも一部の形状を表す第2の組のデータを提供する段階、

患者の歯のスケールと模型の歯のスケールが実質的に同じであるように、第1の組のデ

10

20

30

40

50

ータと第2の組のデータのうち少なくとも一方のデータの少なくとも幾つかを処理する段階、および

第1の組のうち少なくとも幾つかのデータと、第2の組のうち少なくとも幾つかのデータを組合せて、模型の歯の少なくとも一部、および患者の歯の少なくとも一部を表す第3の組のデータを得る段階、  
を含む。

#### 【0023】

また、本発明は、別の態様では、歯科矯正用プレースの処方の選択を行うために実行可能なプログラムを具体的に実施する、コンピュータで読み取り可能な媒体に関する。コンピュータで読み取り可能な媒体は、歯列弓の多数の歯を表す1組のデータ、および第1のプレースが歯に取付けられる時に見える可能性がある、第1の位置にある歯の少なくとも何本かの画像を表示するための第1の手段を含む。また、コンピュータで読み取り可能な媒体は、第2のプレースが歯に取付けられる時に見える可能性がある、第2の位置にある歯のうちの少なくとも何本かの画像を表示するための第2の手段も備える。第2の手段は、第2の位置および第1の位置にある同じ歯の画像の少なくとも幾つかを同時に表示する手段を含む。第1の位置および第2の位置にある、表示される歯の画像の少なくとも一部が、スーパーインポーズされる。

#### 【0024】

また、本発明は、別の態様では、コンピュータで読み取り可能な媒体に関し、この媒体は、歯科矯正用プレースの処方の選択を行うために実行可能なプログラムを具体的に実施する。この態様では、コンピュータで読み取り可能な媒体は、歯列弓の多数の歯を表す1組のデータ、および歯科矯正治療の第1の段階中に見える可能性がある位置にある歯のうちの、少なくとも何本かの画像を表示するための第1の手段を備える。また、コンピュータで読み取り可能な媒体は、一定の群の歯科矯正用器具が歯に取付けられる時に見える可能性がある、第2の位置にある歯のうちの少なくとも何本かの画像を表示するための第2の手段も備える。第2の手段は、第1段階の位置および第2段階の位置にある同じ歯のうちの少なくとも何本かを同時に表示する手段を含む。第1段階の位置および第2段階の位置にある、表示される歯の画像の少なくとも一部が、スーパーインポーズされる。

#### 【0025】

本発明の更なる詳細は、特許請求の範囲の特徴に定義される。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0026】

本発明による注文の歯科矯正用プレースを選択する方法は、図1に示される流れ図に大まかに記載されており、数字30で表記される。この方法は、患者の不正咬合した歯を表すデータセットを作成する行為を含む(ブロック31)。このデータセットは、当該技術分野で既知の任意の好適な手段によって得られてもよい。

#### 【0027】

例えば、不正咬合した歯を表すデータセットは、患者の口腔内に保持される口内カメラを使用して、又はX線装置又は他の種類の放射線装置を使用することにより作成されてもよい。或いはまた、多数の場所で患者の歯の表面に係合するコンタクトプローブを使用することにより、電子データのセットを得てもよい。

#### 【0028】

別の代替として、患者の不正咬合した歯を表すデータは、最初に、硬化性印象材料を使用して患者の歯の印象を取ることにより得られてもよい。次に、データセットは、カメラ若しくは他のデバイスで印象を走査することにより、又はPCT国際出願公開番号、国際公開第97/03622号パンフレットに記載される装置を使用することにより得られる。別の選択肢として、得られる印象から石膏模型(stone model)を作製してもよく、次いで、模型を走査することにより、模型を機械的に調べる側面計を使用することにより、又は、PCT国際出願、国際公開第97/03622号パンフレットに記載の装置を使用することにより、データセットが得られる。

10

20

30

40

50

**【0029】**

不正咬合した歯を表すデータセットは、ブロック32に示されるようにメモリに記憶される。任意選択的に、不正咬合した歯は、ブロック33に示されるように視覚的画像として表示される。画像は、コンピュータのモニターに表示されることが好ましいが、情報を示す、又は表示する他の方法も可能である。例えば、画像はプリンタで印刷されるか、又はスクリーンに投影されてもよい。

**【0030】**

次に、ブロック34で示されるように、患者の歯冠の各々を別々に表すデータが得られる。不正咬合した歯を表すデータを、各歯を表す個々のデータセットに分離することにより、個々の歯冠データが得られる。各歯は、下顎右第一大臼歯、又は上顎左犬歯などの歯の種類によって識別される。開業医からの入力によって歯を識別してもよい。例えば、開業医がカーソルをコンピュータのモニター上の不正咬合した歯の画像上に位置決めした後、適切な歯の識別を選択又は入力することを可能にするプログラムが提供されてもよい。或いはまた、期待される歯の全てが画像中に存在することを開業医が確認した後、コンピュータで、歯列弓に沿って順番に各歯に識別を割り当てることができる。

10

**【0031】**

ブロック35に表されるように、個々の歯を表す1組のデータは、その後、個々の歯冠を表すデータから得られる。好ましくは、ブロック35に示される歯を表すデータは、1つ又は複数の歯根の全ての部分を含めた、歯の全構造を含む。この組のデータは、任意の好適な手段で作成されてもよい。例えば、一般的な歯の模型のデータのライブラリから一定のデータを選択することにより、この組のデータを提供することができる。任意選択的に、開業医は、サイズおよび形状が対応する患者の実際の歯冠に類似した歯冠を有する模型の歯を選択することができる。例えば、患者が、歯冠の比較的狭い上顎左の横方向の1本の歯を有する場合、歯冠が同様に狭い形状である上顎左の横方向の1本の歯の模型は、模型の上顎の横方向の複数の歯から選択される。

20

**【0032】**

別の例として、必要に応じて、患者の実際の歯に対応する相対的な寸法に寸法をスケーリングした模型の歯のデータを使用することにより、ブロック35に記載される歯を表すデータが提供されてもよい。この実施例では、歯の模型を表すデータは、歯のライブラリから得られる。次いで、歯の模型のサイズおよび/又は形状が患者の対応する歯に類似するまで、1つ以上の基準軸に沿って歯の模型のサイズを拡大する、又は縮小するように、必要に応じてデータを変更する。

30

**【0033】**

スケーリング操作（即ち、1つ以上の軸に沿って模型の歯を拡大又は縮小するようにデータを処理すること）は、模型の歯の画像と、患者の実際の歯の外観を視覚的に比較することにより、開業医が実施してもよい。或いはまた、患者の実際の歯を表す電子データの比較に応答して、1つ以上の軸に沿って模型の歯の寸法を調節するソフトウェアで、スケーリング操作を実施してもよい。スケーリングプロセスは、必要に応じて歯列弓の各歯に対して実施される。

**【0034】**

40

任意選択的に、患者の実際の歯の歯冠を表すデータを、歯根のライブラリから選択される模型の歯の歯根を表すデータに合体させてもよい。所望の場合は、歯根の模型のサイズおよび/又は形状が、対応する患者の歯根と類似するまで、又は、そのサイズおよび/又は形状が対応する歯冠と合体するのに適切になるまで、必要に応じて、1つ以上の基準軸に沿った方向に対応して、歯根の模型を表すデータを変更してもよい。歯根のスケーリング操作を上記のように実施してもよい。

**【0035】**

好ましくは、ブロック35で示される歯列弓の多数の歯を表す1組のデータを提供する動作は、歯の表面を表す、又は少なくとも近似するデータを提供する動作を含む。表面データは、ソリッドモデル、面モデリングされた模型、ワイヤフレームモデル、又は点群表

50

面データを有する模型の一部とすることができます。天然の歯の外観によく似た画像を提供するため、表面データを以下の段階で使用することが好ましい。

#### 【0036】

次いで、第1の歯科矯正用プレースは、ブロック36で示されるように選択される。プレースは、開業医が所望する任意の好適な種類であってよい。例えば、第1のプレースは、スロット付き歯科矯正用ブラケットと、ブラケットのスロットに受入れられるアーチワイヤとのシステムであってもよい。その場合、開業医は、ブラケットおよびアーチワイヤの処方も選択するであろう。

#### 【0037】

歯科矯正用ブラケットの処方は、一定の構造的特徴、寸法特性、材料特性、又はブラケットの他の態様を表す多数の値のうち、任意の1つ以上を含んでもよい。例えば、処方は、ブラケットにより提供されるトルク、アンギュレーション、および回転を表す値を含んでもよい。また、ブラケットの処方は、「イン／アウト」の値を含んでもよく、この値は、例えば、アーチワイヤスロットの舌側と、患者の歯の表面と接触するか、又はそれに密接に近接することを意図されるブラケットベースの外向きの側との最短距離を表してもよい。また、ブラケットの処方は、アーチワイヤスロットの唇側・舌側の深さ、アーチワイヤスロットの咬合・歯肉幅、およびアーチワイヤスロットの近心・遠心の長さなどの他の態様を含んでもよい。また、ブラケットの処方は、任意選択的にブラケットの材料および／又はアーチワイヤスロットを画定する構造体（アーチワイヤスロットライナーなど）の材料、および器具の種類又は分類（即ち、「ベッグ（B e g g）」ブラケット、ツインブラケット、又はローテーションワインギングを有するブラケット）を含んでもよい。また、ブラケットの処方は、様々な寸法、およびアンギュレーションの線公差および／又は角度公差を含んでもよい。

10

20

30

#### 【0038】

アーチワイヤの処方は、一定の構造的特徴、寸法特性、材料特性、又はアーチワイヤの他の態様を表す多数の値のうち、任意の1つ以上を同様に含んでもよい。例えば、処方は、断面形状（円形、長方形、又は正方形）並びに、通常の弛緩した形状にある時の全体形状（即ち、弛緩時に平坦な面にあるか、又は弛緩時にシュペー（S p e e）のリバースカーブを有するように構成されている）などのアーチワイヤの形状を表す値を含んでもよい。更に、アーチワイヤの処方は、弛緩時のその全体の寸法、並びに断面寸法（円形の断面形状を有するアーチワイヤではその直径、および長方形の断面形状を有するアーチワイヤではその幅と深さなど）を含んでもよい。また、アーチワイヤの処方は、その組成物、硬さ、および／又は使用中のアーチワイヤの摩擦特性を表す値を含んでもよい。

30

#### 【0039】

本明細書で使用される場合、「ブラケット」の用語は、患者の前歯、犬歯、および双頭歯用のブラケット、並びにバッカルチューブなどの歯科矯正用チューブを含むものとする。バッカルチューブブラケットは、典型的には、患者の大臼歯に取付けられ、アーチワイヤの端部を受入れる。任意選択的に、バッカルチューブは改造可能である。改造可能なチューブでは、一方の側面に沿って、例えば頬面唇面の側に沿って開いたスロットを作成することを所望する時に、開業医が管状の通路を「開け」てもよい。

40

#### 【0040】

ブラケットおよびアーチワイヤのシステムの一例は、図2に表される。図2では、患者の歯列弓60が、第1のプレース62と共に示されている。第1のプレース62は、1組のブラケット64を備え、その各々は、歯列弓60のそれぞれの歯66に結合している。バッカルチューブブラケット68は、歯列弓60の大臼歯に取付けられる。ブラケット64、68は、アーチワイヤ70を受けるスロット又は溝を有する。図2には上顎歯列弓のみが示されているが、この点について、プレース62に類似のプレースを患者の下顎歯列弓に固定してもよいことを理解すべきである。

#### 【0041】

アーチワイヤ70は、図2に示されるワイヤータイ、又は小さいエラストマーリング

50

などの結紮構造体によってブラケット 64、68 に固定される。或いはまた、ブラケット 64、68 は、アーチワイヤ 70 を所定の場所に保定するスライドクリップ、シャッタ、又は他の種類のラッチを含む「自己結紮」ブラケットとして既知の種類であってもよい。アーチワイヤ 70 は、開業医が選択した位置の方に、ブラケット 64、68、並びに結合した歯が移動するように案内する軌道を形成する。

#### 【0042】

代替として、第 1 の歯科矯正用プレースは、ブラケットとアーチワイヤとのシステム以外のものであってもよい。例えば、第 1 のプレースは、歯科矯正用ポジショナーであってもよい。好適なポジショナーの例は、米国特許第 5,055,039 号明細書および同 5,975,893 号明細書に記載されている。

10

#### 【0043】

開業医が選択する歯科矯正用ポジショナーは、1 つ以上の態様からなる一定の処方を有する。これらの態様の例には、ポジショナーが口腔内の所定の場所にある時、患者の歯を受入れるポジショナー中の凹部の場所、向き、および / 又は形状などが挙げられる。処方の他の態様には、ポジショナーの材料の硬さ、その材料の組成、および空隙がある場合には、そのサイズおよび配置などを挙げてもよい。

#### 【0044】

次に、ブロック 38 に記載のように、歯の第 1 の位置のデータセットが作成される。歯の第 1 の位置は、ブロック 32 に記載のように、第 1 の歯科矯正用プレースが歯の模型と連結される時に見える可能性がある歯の向きを表し、模型の歯は、歯に加えられる力に応答して最終的な配列に移動する。実際には、歯の模型および第 1 のプレースは、物理的に一緒に連結されたり、又は画像中で互いに結合する必要もない。代わりに、仮定的に、第 1 のプレースが物理的形態に構成され、患者の実際の歯に取付けられるか、又はその他連結される場合、歯の第 1 の位置を表すデータセットは、これらの歯が取る、又は取るのに近い最終的な位置を表しさえすればよい。歯の第 1 の位置を決定する 1 つの方法の例は、次節に後述される。好ましくは、歯の最終的な位置のデータセットは、ブロック 39 で示されるように、メモリに記憶される。好ましくは、ブロック 39 並びにブロック 32 に示される記憶装置およびメモリは、特定の患者に関する他の情報、例えば、歯科又は医療履歴に関する情報、患者の歯列に関する他の情報、および / 又は患者の住所、緊急連絡先、口座に関する情報などの入ったデータファイル中に保存される（か、又はデータファイルと対応付けられる）。

20

#### 【0045】

また、ブロック 40 で示されるように、歯の最終的な位置は、任意選択的に表示される。この情報は、スクリーンに情報を表示することによって、情報をプリンタでハードコピーに印刷することによって知られるか、又はその他の方法で、使用者に連絡されてもよい。例えば、開業医は、最終的な位置にある時の歯のうちの何本か、又は全ての向きを表す数値データが分かるように選んでもよい。この実施例では、開業医は、例えば、下顎左犬歯が第 1 のプレースの影響下で特定の角回転に回転されたか否かを知ることに关心がある場合がある。開業医が表示される歯の最終的な位置に満足である場合は、比較の目的の第 2 のプレースの選択を省略してもよい。

30

#### 【0046】

好ましくは、ブロック 41 に示されるように、第 1 の位置にある時の少なくとも 1 本の歯を示し、第 2 の位置にある時の少なくとも 1 本の歯を同時に示す画像が開業医に提供される。任意選択的に、第 1 の位置は、歯科矯正治療前の歯の「元の」位置を表し、第 2 の位置は、歯科矯正治療の終了時の歯の「最終的な」位置を表すが、必ずしもこのようではない。しかし、他の代替も可能である。例えば、第 1 の位置および / 又は第 2 の位置は、治療の一一定の中間段階における歯の位置であってもよい。画像は、好ましくはコンピュータのモニター上に表示されるが、情報を示す、又は表示する他の方法も可能である。例えば、画像はプリンタで印刷されても、スクリーンに投影されても、又は他の手段で示されてもよい。

40

50

**【 0 0 4 7 】**

画像の少なくとも一部は、互いに重なるか、又はスーパーインポーズされ、第1の位置にある時の少なくとも1本の歯が、第2の位置にある時の同じ歯のすぐ上、又は下のいずれかに表示される。従って、第1の位置と第2の位置の、表示される歯の画像の向きのどのような差異も容易に比較できる。位置の差異は、ある期間にわたる第1のプレースの治療効果を示す。

**【 0 0 4 8 】**

好みしくは、第1の位置と第2の位置の、表示される歯の画像の向きのどのような差異もコントラストをなして見え、第1のプレースの効果の視覚的識別が容易になる。例えば、画像中のコントラストは、モニター、スクリーン、又は印刷されたコピー上で色のコントラストとして見えてよい。この実施例では、第1の位置にある模型の歯の画像は赤色に見え、第2の位置にある模型の歯の画像は緑色に見えてよい。

10

**【 0 0 4 9 】**

別の代替として、画像中のコントラストは、第1の位置にある時と第2の位置にある時の歯の表面を表すのに使用されるシェーディングの種類における差異として見えてよい。この実施例では、画像の表面が、第1の位置にある歯では一連の斜線を、第2の位置にある歯ではクロスハッチ模様の線を含んでもよい。別の代替として、画像中のコントラストは、一方の位置にある歯の周縁では断続線又は赤線、もう一方の位置にある歯の周縁では点線、又は緑線などのように、画像の周縁の外観における差異として見えてよい。

**【 0 0 5 0 】**

20

追加の代替として、画像中のコントラストは、2つの透明画像、又は半透明画像の重なる部分の結果として見えてよい。例えば、1つの画像は半透明な第1の色としてもよく、第2の画像は半透明な第2の色としてもよい。第1の色および第2の色が重なる場合、第1の色と第2の色の間で色のコントラストを生じる、第3の色が現れる。同様に、他の方法で、例えば、組み合わされた場合、幾分異なる外観を有する第3のクロスハッチングを作り出す2つの異なるクロスハッチングを使用することにより、同じ効果を実施してもよい。

**【 0 0 5 1 】**

図3は、第1の位置および第2の位置にある歯66a、66bの画像を同時に表示した例である。例示の目的のため、第1の位置にある図3に示される歯66aは、無地の表面として描かれる表面を有するが、第2の位置にある図3に示される歯66bは、点描で描かれる表面を有する。図3を参照して理解できるように、歯列に沿った歯66a、66bの第1の位置および第2の位置の画像の外観の差異は、非常に明白であり、歯が第2の位置に移動した後の、第1のプレースの治療効果の理解を大変容易にする。図3に示される位置の差異は、点描される表面と比較して、無地の表面で表されるが、第1のプレースで得られる効果又は結果を強調するため、カラーのコンピュータモニター又はカラーディスプレイ出力の他の形態上に、コントラストをなす色で、ソリッドオブジェクトとして、画像を表示することが現在のところ好ましい。

30

**【 0 0 5 2 】**

図4は、図3に示される歯列弓の歯66aの中間部分全体にわたる側面立面図である。歯の画像66aは、その第1の位置にある歯を示すが、歯の画像66bは、その第2の位置にある歯を示す。第1のプレースの効果の理解を容易にすることを所望する場合、好みしくは、コンピュータおよびその対応付けたディスプレイ出力に命令し、歯列弓の歯のうちの任意の1本に対する第1の位置および第2の位置の相対的な差異を示すことができる。更に、コンピュータおよびその対応付けたディスプレイ出力が、図4の例示的な目的のために選択される基準面以外の、多数の基準面のうちの任意の1つに沿って、歯66aを表示できることが好ましい。

40

**【 0 0 5 3 】**

図3および4に表されるように、第1の位置および第2の位置を同時に示すコントラストをなす画像66a、66bは、治療の経過中は肉眼で見えない歯根の移動を理解する補

50

助として特に有用である。例えば、選択されるブラケットによりもたらされる少量のトルクは、歯の目に見える部分（即ち、歯冠）の相対的な位置に顕著な差異を作り出さない場合がある。しかし、同じ歯の歯根に沿った第1の位置と第2の位置との差異が重要な場合がある。第1の位置と第2の位置の歯の全長を表示することにより、開業医は第1のプレースの効果を容易に評価でき、そのことによって、選ばれるプレースが所望の治療結果を達成する可能性が増大する。

#### 【0054】

任意選択的に、ブロック42に示されるように、開業医は選択される第1のプレースとの比較のため、第2の歯科矯正用プレースを選択する。選択される第2のプレースは、選択される第1のプレースに幾分類似していてもよく、又は、選択される第1のプレースとは実質的に異なっていてもよい。10

#### 【0055】

例えば、第1のプレースと第2のプレースには、共に、ブラケットとアーチワイヤとのシステムが含まれ、その場合、第1のプレースと第2のプレースとの唯一の差異は、1つのブラケットの処方の1構成要素である。例えば、第1組の下顎右第一双頭歯ブラケットは12度のトルクを有する場合があり、第2組の下顎右第一双頭歯ブラケットは17度のトルクを有する場合があるということ以外、第1のプレースと第2のプレースは正確に同じであってもよい。しかし、また、処方は、回転、アンギュレーション、又は前述の他の態様のいずれかなど、他の態様において異なってもよい。

#### 【0056】

更に、第2の歯科矯正用プレースは、第1の歯科矯正用プレースとは異なる種類であってもよい。例えば、第2の歯科矯正用プレースは、ポジショナーであってもよく、第1の歯科矯正用プレースはブラケットとアーチワイヤとのシステムであってもよい。また、他の組合せおよび変形も可能である。20

#### 【0057】

また、ブロック44で示されるように、歯の第2の位置を表す1組の電子データも作成される。歯の第2の位置は、第2の歯科矯正用プレースが患者の歯に取付けられ、歯が第2のプレースの影響下で第2の（および任意選択的に最終的な）歯の配列に移動した時に見える可能性がある歯の位置を表す。第2の位置のデータセットは、前述のように第1の位置を表すデータセットの作成に類似の方法で作成できる。30

#### 【0058】

好みしくは、ブロック44で作成されるデータセットは、ブロック45で示されるようにメモリに記憶される。更に、ブロック46で示されるように、歯の第2の位置は、任意選択的に表示される。ブロック45および46は、前述のように、それぞれブロック39および40で示される行為に類似の方法で実施されてもよい。ブロック47で示されるように、任意選択的に、ブロック33および46で示される個々のディスプレイも同時に示される。ブロック47に記載される同時表示は、ブロック41を参照して前述の同時表示に類似の方法でコントラストをなす画像で実施される。

#### 【0059】

典型的には、ブロック50で示されるように、ブロック40および46で示される第2の歯の位置の個々の表示は、同時に表示される。結果として、ブロック50に記載される表示は、第1のプレースで治療を受けた時の予測される歯の最終的な位置の視覚的画像、並びに第2のプレースで治療を受けた時の予測される歯の第2の最終的な位置の視覚的画像を含む。ブロック50に記載される同時表示は、ブロック41を参照して、前述の同時のコントラストをなす画像に類似の方法で、コントラストをなす画像を使用して実施される。40

#### 【0060】

次いで、ブロック50で表される画像の同時表示から、開業医は、治療の目標を最もよく達成するプレースを選択することができる。ブロック52は、開業医による選択を表し、キーストロークエントリ入力で、又はコンピュータのカーソルが、選択されるプレース50

の画像上に位置する時に「クリック」できるマウスを操作することにより、実施されてもよい。選択されるプレースの認識はメモリに記憶され、好ましくはデータファイル中に保存されるか、又は特定の患者に関する他の情報、例えば、ブロック42および44と関連した前述の様々な情報などの入ったデータファイルと対応付けられる。

#### 【0061】

次いで、任意選択的に、コンピュータを使用し、販売者から購入する品目のリストに追加する自動化された方法で、選択されるプレース、又はプレースの構成要素を購入できる。例えば、ブロック31～52に記載される、前作業のために開業医が使用するコンピュータは、（例えば、モデムにより）電子工学的に製造業者又は卸売業者のサーバーと対応付けられてもよい。好ましくは、購入は、選択されるプレースの1つ以上の構成要素に対応するデジタルデータを少なくとも一部使用する、コンピュータで作成される購入オーダー、又はオーダーフォームで実施される。例えば、購入オーダーは、ブラケットおよび1つ以上のアーチワイヤのリストを含んでもよく、それぞれ一定の処方を有する。任意選択的に、コンピュータは、最初に開業医の現存の在庫目録をチェックし、選択されるプレース（又はその構成要素）が手元にあるかどうかを決定し、答えが肯定である場合は、患者に使用するそのようなプレースに目印を付けるようにプログラムされてもよい。

#### 【0062】

或いはまた、歯の第1の位置は、歯科矯正処置の最初の又は中間の段階で見える可能性がある歯の向きを表してもよく、歯の第2の位置は、歯科矯正処置の次の中間段階中に、又は歯科矯正処置の最終的な段階又は完了した段階で見える可能性がある歯の向きを表してもよい。この実施例では、開業医は、患者の歯に取付けられた場合の一定の歯科矯正プレースの効果を研究すること、およびそのプレースの結果としての歯の移動を観察することに关心がある場合がある。この実施例では、第2の歯科矯正用プレースの選択は任意選択的であるが、2つの異なるプレースの相対的な効果を比較する目的のためにも望ましい場合がある。

#### 【0063】

前述の段落は、歯科矯正用プレースの処方を選択する方法および装置の例を記載した。以下の段落では、開業医による検討のため選択されるプレースの処方に従って、最終的な歯の位置を決定する1つの方法の実施例を記載する。最終的な歯の位置を決定するため、各歯に、およびアーチフォームに幾何学的基準が最初に設定される。これらの幾何学的基準から、視覚的な歯列および咬合が作成される。

#### 【0064】

##### 歯の幾何学的基準の設定

この節では、歯に座標系を付けることを記載する。歯は、本来、複雑な幾何学的形状を有し、歯の外側表面（唇側表面など）は、通常、単純なカーブの形状を有していない。代わりに、歯の表面の様々な位置に接近するにつれ、半径は、典型的には、変化する。

#### 【0065】

この節に記載される座標系は、近心-遠心面で接し、咬合-歯肉面で接し、所与の周縁上の2つの面に垂直である。選択される周縁は、非常に小さいか、又は比較的大きいものとすることができます。例えば、周縁は、0.0001インチ（0.0025mm）とすることができるか、或いはまた、ブラケットベースのサイズと同等とすることができます。別の選択肢として、周縁はこれら2つの値の間の任意の値、又は更に大きい値、若しくは更に小さい値とすることができます。

#### 【0066】

図5～7は、歯の幾何学的基準の作成のためのコンピュータプログラムのフローチャートを表す。中心点、又は「BSC」がプログラムに入力されると、コンピュータプログラムは自動的に座標軸系を作成する。

#### 【0067】

表1は、以下の段落に記載される様々な省略の定義を記載する。

#### 【0068】

10

20

30

40

50

## 【表1】

表1

省略	用語
O	咬合
G	歯肉
M	近心
D	遠心
LL	舌側-唇側
T	トルク
A	アンギュレーション
R	回転
IO	インーアウト
BSC	ブラケットスロット中心
BSC 軸	歯の長軸
BSCL	O-G BSC 軸に沿って
BSCS	M-D BSC 軸に沿って
OT	ゼロトルク
LO	長軸からオフセット
SO	短軸からオフセット

10

20

30

40

## 【0069】

歯の模型の幾何学的基準を作成する方法は、ブロック90に示されるように、BSC点、又はブラケットスロット中心点の作成によって始まる。BSC点は、ブロック32と関連する前述の歯の模型および表面など、歯の模型の表面、又は表面の近くに設定される。BSC点は、以下の幾何学的基準の中心である。ブラケットが、ローレンスF.アンドルーズ(Lawrence F. Andrews)博士により記載される技術などの、任意の歯科矯正技術により記載される歯の表面の理想的な場所に取付けられる時、BSC点はブラケットの中心とすることができます。或いはまた、BSC点は、意図的に置き間違えたブラケットの中心とすることができます。従って、下記の方法を実施するため、ブラケットを歯の表面の特定の「理想的な」場所に置く必要はない。例示的なBSC点は、図8に参考符号90で示される。

## 【0070】

次に、ブロック92で示されるように、BSCL軸が作成される。BSCL軸は歯の長軸と同じであり、図8および9に参考符号92で示される。続いて、ブロック94で示されるように、LL中心面、又は唇側-舌側の中心面が作成される。LL中心面は、BSCL軸を延ばすことにより作成される(即ち、BSCL軸は、LL中心軸にある)。LL中心面は、模型の歯が舌側部分および唇側部分に分割されるような向きになっている。LL中心面は、図10に参考符号94で示される。

## 【0071】

次いで、MD中心面は、ブロック96で示されるように作成される。MD中心面は、LL中心面に垂直な向きに、BSCL軸を延ばすことにより作成される。MD中心面は、模

50

型の歯を近心部分と遠心部分に分割する。MD中心面は、図10に参照符号96で示される。

#### 【0072】

次いで、ブロック98に記載されるように、BSCL面、又はブラケットスロット中心線の面が作成される。BSCL面は、BSC点通り、BSCL軸に平行であり、BSC点を直接取囲む模型の歯の表面にほぼ垂直な向きに作成される。BSCL面は、図10に98と表記される。

#### 【0073】

BSCL面は、MD中心面に対して「AL1」と表記される角度の向きになっている。角度AL1は、図10に参照符号99で表記される。後の計算で、模型の歯の、隣接する所望の表面領域に正確に垂直な向きにこの角度を補正する。  
10

#### 【0074】

次いで、ブロック100で示されるように、BSCL近心および遠心オフセット面が作成される。BSCL近心および遠心オフセット面は、BSCL面に平行であり、SOと表記される距離だけオフセットしているか、又は短軸からオフセットしている。BSCL近心および遠心オフセット面は、各々、図10に参照符号100で示される。図10は、各場合の距離SOを表す。

#### 【0075】

次いで、ブロック102に記載されるように、OT軸、又はゼロトルク軸が作成される。OT軸は、BSC点通り、BSCL面に垂直である。OT軸は、図10に参照符号102で表記される。次に、図6に示されるように、OT-BSC面は、ブロック104で示されるように作成される。OT-BSC面はOT軸通り、BSC点にすぐ隣接して取囲む、模型の歯の表面にほぼ垂直である。  
20

#### 【0076】

OT-BSC面は、図9に104と表記される。OT-BSC面は、BSCL軸に対してAS1と表記される角度の向きになっている。角度AS1は、図9に参照符号105で表記される。後の計算で、角度AS1を所望の歯の表面領域に対し、正確に90度の角度に、又は垂直に補正する。

#### 【0077】

続いて、ブロック106に記載されるように、BSCL咬合および歯肉オフセット面が作成される。BSCL咬合および歯肉オフセット面は、OT-BSC面に平行であり、LOと表記される距離だけオフセットしている。BSCL咬合および歯肉オフセット面は、図8に参照符号106で表記される。図9は、各場合のオフセット距離LOを表す。  
30

#### 【0078】

次に、ブロック108に示されるように、BSCLO点が作成される。BSCLOは、模型の歯の表面、BSCL面およびBSCS咬合オフセット面の交点に位置する。BSCLO点は、図8および9に参照符号108で表記される。

#### 【0079】

続いて、ブロック110で示されるように、BSCLG点が作成される。BSCLG点は、模型の歯の表面、BSCL面およびBSCS歯肉オフセット面の交点に位置する。BSCLG点は、図8および9に参照符号110で識別される。  
40

#### 【0080】

次いで、ブロック112に示されるように、BSCSD点が作成される。BSCSD点は、模型の歯の表面、OT-BSC面およびBSCL遠心オフセット面の交点に位置する。BSCSD点は、図8に参照符号112で表記される。

#### 【0081】

次いで、ブロック114に記載されるように、BSCSM点が作成される。BSCSM点は、模型の歯の表面、OTSBC面およびBSCL近心オフセット面の交点に位置する。BSCSM点は、図8に参照符号114で識別される。

#### 【0082】

次に、ブロック 116 に記載されるように、等辺三角形 BSCL が作成される。三角形 BSCL は、BSC 面上にある。三角形 BSCL の第 1 の辺は、BSCLO 点 (108) から BSCLG 点 (110) まで延びる。三角形 BSCL の第 1 の辺の長さは、LO の距離の 2 倍である。三角形の第 2 の辺と第 3 の辺は長さが等しく、模型の歯の内側の共通点で交わる。図 9 および 10 に表されるように、この共通点は、BSCP 点 117 と表記される。

#### 【0083】

続いて、ブロック 118 で示されるように、BSCP 線が作成される。BSCP 線は、BSCP 点 117 から BSC 点 90 まで延びる。BSCP 線は、図 9 に参照符号 118 で識別される。10

#### 【0084】

次いで、ブロック 120 で示されるように、角度寸法 AS2 が作成される。角度 AS2 は、BSCP 線および OT BSC 面の BSC 面への投影から測定される。角度寸法 AS2 は、図 9 に参照符号 120 で示される。10

#### 【0085】

ここで、図 7 を参照すると、ブロック 122 に記載されるように、その後、等辺三角形 BSCS が作成される。等辺三角形 BSCS は、OT BSC 面にある。この三角形の第 1 の辺は、BSCSM 点 (114) から BSCSD 点 (点 112) まで延びる。第 1 の辺の長さは、SO 距離の 2 倍である。三角形の第 2 の辺および第 3 の辺は長さが等しく、模型の歯の内側の共通点で交わる。この新しい点は、図 10 に 123 と表記される BSCSP 点として識別される。また、図 10 は、122 と表記される等辺三角形 BSCS を表す。20

#### 【0086】

次に、ブロック 124 に記載されるように、BSCSP 線が作成される。BSCSP 線は、BSCSP 点 (123) から BSC 点 (90) まで延びる。BSCSP 線は、図 10 に参照符号 124 で表記される。20

#### 【0087】

次いで、ブロック 126 に記載されるように、角度寸法 AL2 が作成される。角度 AL2 は、BSCSP 線 (124) および BSC 面の OT BSC 面 (104) への投影から決定される。角度 AL2 は、図 10 に数字 126 で識別される。30

#### 【0088】

図 7 のブロック 128 は、エラーを補正するコンピュータプログラムが取る段階を表す。ブロック 130 では、プログラムは、角度 AL2 がゼロ度に等しいかどうかを決定する。答えが肯定の場合は、ブロック 132 に記載されるように、コンピュータは、角度 AS2 がゼロ度に等しいかどうかを決定する。しかし、角度 AL2 がゼロ度に等しくない場合、ブロック 134 に示されるように、角度 AL2 の値を角度 AL1 の値に加えることにより、角度 AL1 を補正する。次いで、コンピュータは、ブロック 132 に記載されるように、角度 AS2 がゼロ度に等しいかどうかを決定する。

#### 【0089】

角度 AS2 がゼロ度に等しくない場合、ブロック 136 に示されるように、角度 AS1 は補正される。角度 AS1 を補正するため、角度 AS2 の値は、角度 AS1 の値に加えられる。次に、ブロック 138 で示されるように、コンピュータは、角度 AL2 がゼロ度に等しいかどうかを決定する。角度 AL2 がゼロ度に等しくない場合、コンピュータは、ブロック 134 で示される段階に進み、前述の角度 AL1 を補正する。40

#### 【0090】

ブロック 128 を通して、AL2 および AS2 が共に等しい場合は、プログラムはブロック 140 に進み、そこで、歯の位置決めをする座標系 BSC が作成される。BSC 座標系は、図 11 ~ 13 に表される。この座標系の中心は、BSC 点 (90) に位置する。Y 軸は、BSCLO 点および BSCLG 点で形成される線に平行であり、歯肉に向かう方向が、正の方向として定義される。Z 軸は、BSCLO 点、BSCLG 点、BSCSD 点、50

およびB S C S M点によって形成される面に垂直である。Z軸では、舌側に向かう方向は、正の方向として定義される。B S C 座標系のX軸は、Y軸およびZ軸を使用する右手の法則に従うことにより決定される。

#### 【0091】

アーチフォームの幾何学的標準の作成

この節では、アーチフォームに座標系を付けることを記載する。例えば、歯科矯正用アーチワイヤは、多年にわたり開発された、標準化した形状に従って販売されることが多い。アーチフォームは、典型的には、中点のどちら側でも対称的な滑らかなカーブとして見えるが、アーチフォームの曲率の半径は、典型的には、アーチフォームの長さに沿って変化する。

10

#### 【0092】

この節に記載される座標系は、近心 - 遠心面のアーチフォームに接しており、所与の周縁上の咬合面に平行および垂直である。選択される周縁は、非常に小さいか、又は比較的大きい場合がある。例えば、周縁は、0.0001インチ(0.0025mm)とすることができるか、或いはまた、ブラケットスロットの近心 - 遠心幅に等しくすることができる。別の選択肢として、周縁は、これら2つの値の間の任意のサイズとすることができます。

#### 【0093】

図14～15は、アーチフォームの幾何学的基準の作成用のコンピュータプログラムのフローチャートを表す。コンピュータプログラムは、座標系を自動的に作成するが、その一例を図17に示す。

20

#### 【0094】

アーチフォームの幾何学的基準を作成する方法は、アーチフォームの選択で始まる。アーチフォームは、ブロック150で示されるように、一般的な、又は普通のアーチフォームのライプラリから選ばれてもよい。例えば、アーチフォームの形状は、3Mユニテック社(3M Unitek Corporation)により販売される「オーソフォーム(Ortho Form)」ブランドのアーチワイヤの形状に等しくてもよい。一例として、開業医は、アーチフォームのライプラリから一般的なアーチフォームを選択し、治療の終了時に患者の歯を所望の位置に最も良く移動させるアーチフォームを選ぶように試みてもよい。

30

#### 【0095】

別の選択肢として、ブロック152で示されるように、アーチフォームは、アーチフォームをスケーリングすることにより作製されてもよい。この選択肢では、一般的なアーチフォームの形状は、開業医が所望する形状に到達するまで、1つ以上の基準軸に沿って拡大されるか、又は縮小される。アーチフォームのスケーリングは、多数の方法のうちの任意の1つで実施されてもよい。例えば、患者のアーチフォームの模型は、一定の基準点で作製および測定されてもよく、次いで、スケーリングされたアーチフォームが、治療の終了時に、弛緩されると一定の予測される形状になるまで、一般的なアーチフォームを必要に応じてスケーリングすることができる。任意選択的に、アーチフォームは、単一のアーチフォームからスケーリングされてもよく、又は、アーチフォームのライプラリが入ったデータファイルに保存される、多数の一般的なアーチフォームのうちの1つからスケーリングされてもよい。

40

#### 【0096】

別の代替として、患者のアーチ形状を表す電子データ参照し、コンピュータでアーチフォームを作成してもよい。例えば、前述の手持ち式のカメラを使用して口腔内を走査してもよい。次いで、治療の終了時に所望の形状のアーチフォームに等しく、ブラケットのイン／アウト寸法に合う形状を有するアーチフォームを選択することにより、最適化したアーチフォームをコンピュータで作成してもよい。

#### 【0097】

更に別の代替では、ブロック156で示されるように、別の供給源からアーチフォーム

50

を提供してもよい。別のアーチフォーム供給源の一例は、開業医が作成した注文作製のアーチフォームである。

#### 【0098】

ブロック158で示されるように、アーチフォームの表面を表すデータ、又はアーチフォーム表面を少なくとも概ね表すデータがまだ存在しない場合は、それが作成される。アーチフォームの表面は、ソリッドモデルのデータ、ワイヤフレームデータ、表面を表すデータ、又は点群表面を表すデータにより提供され得る。

#### 【0099】

次に、ブロック160で示されるように、AC面、又はアーチの中心面が作成される。AC面は、アーチフォームの縦軸の中心を通って延び、この面はアーチフォームを咬合部分と歯肉部分に分割する。AC面は平坦な場合もある。或いはまた、AC面は、例えばシュー(Shue)のカーブ、又はシュー(Shue)のリバースカーブに従うように、曲がっている場合もある。

10

#### 【0100】

ブロック162に記載されるように、その後、AM面、又はアーチ中点面が作成される。AM面は、アーチフォームを右側と左側に分割する。例えば、右中央の歯は、AM面の一方の側面にあり、左中央の歯はAM面の反対側にある。

#### 【0101】

次に、ブロック164で表されるように、IAFCカーブ、又はアーチフォームの内側のカーブが作成される。IAFCカーブは、AC面、とアーチフォームの舌側部分との交点に位置し、図16の数字164によって示される。IAFCカーブは、AM面によって右側および左側に分割される。曲線のゼロ位置は、右側および左側の交点に位置する。

20

#### 【0102】

ブロック166は、四分円に座標系を付けることの開始を表す。アーチフォームに座標系を付けることは、4つの四分円全てについて同一である。以下の段階では、説明の目的のため、下顎右四分円に関する座標系の作成を記載する。

#### 【0103】

ブロック168に示されるように、アーチワイヤ寸法が決定される。「WW」の用語は、咬合・歯肉方向でのアーチワイヤの幅のことを言う。「WR」の用語は、アーチワイヤのコーナーの半径を表す。「WH」の用語は、舌側・唇側方向でのアーチワイヤの高さを表す。図19は、WWおよびWHの測定を表す。

30

#### 【0104】

アーチワイヤの寸法(WW、WRおよびWH)は、任意の好適な手段で決定されてもよい。例えば、ブロック150に示されるように、アーチフォームが市販のアーチフォームから選択される場合、アーチフォームの寸法は、メモリに保存されてもよい。アーチフォームがスケーリングにより作成される(ブロック152に記載のように)か、又は走査したデータから作成される(ブロック154に記載のように)場合、開業医は、開業医の過去の診療、および考慮中の患者に対して期待される治療に基づいて、アーチワイヤ寸法をコンピュータに入力することを選んでもよい。

#### 【0105】

40

次に、ブロック170に記載されるように、寸法AWW、又はアーチワイヤスロット幅が決定される。AWW寸法は、図19に説明の目的で示される。例えば、歯科矯正用器具が市販の器具のライブラリから選択される場合、AWW寸法は、メモリ記憶装置によって提供されてもよい。別の選択肢として、開業医は、治療で使用することを意図された好みしい器具に従って、AWW寸法をコンピュータに入力することを選んでもよい。

#### 【0106】

ブロック172に示されるように、その後、表現角度(expression angle)、又は「EA」を計算する。EAは、図19に表され、参照符号172で表記される。EAは、アーチワイヤが最大の程度まで回転し、アーチワイヤスロットの端部と接触する時の、アーチワイヤスロットの1つの壁とアーチワイヤの一側面との間の角度である

50

。アーチワイヤがアーチワイヤスロットに完全に設置される場合、EAはゼロに等しい。アーチワイヤがアーチワイヤスロットを実質的に満たす場合、EAはゼロか、又はゼロに近い場合がある。

#### 【0107】

次に、ブロック174で示されるように、各歯の幅が測定される。歯の幅は、BSC面に垂直に測定される場合の、歯の近心-遠心の最大幅である。歯の幅は、TW1からTW8まで(TW8を含む)として識別される。

#### 【0108】

次いで、ブロック176に記載されるように、TC(n)点が作成される。TC(n)点は、アーチフォーム上の歯の中心の場所である。TC(n)点は、IAFCカーブの長さに沿って測定され、点の場所に関する寸法は、 $TW(n-1)/2 + TW(n)/2$ に等しく、ここでnは、歯1~8の番号である。TC(n)点は、図17および18中の参考符号176で表記される。図17は、図16に示されるアーチフォームの一部の拡大である。

#### 【0109】

次に、ブロック178に記載されるように、TC(n)を中心とし、中心の垂線を有する、等辺三角形が作成される。ブラケットの付着がシミュレートされる場合、三角形の辺の長さは、歯とアーチフォームとの間の相互作用幅を表す。辺の幅は、ブラケットスロットの近心-遠心幅に等しく、点MA(n)およびDB(n)はIAFCカーブに位置合わせられ、三角形の第1の辺は、点MA(n)からDB(n)までである。点CL(n)は、三角形の第2の辺と第3の辺との交点に位置する。等辺三角形の中心線は、点CL(n)から点TC(n)までであり、この線は三角形の第1の辺に垂直である。中心線から点MA(n)およびDB(n)までの距離は、この辺の長さの半分である。TC(n)を中心とする等辺三角形は、図17に参考符号178で表記される。

#### 【0110】

ブロック180で示されるように、その後、IO(n)オフセット線が作成される。IO(n)オフセット線は、等辺三角形の第1の辺に平行であり、IOD(n)の距離にある。IO(n)オフセット線は、図17および18に参考符号180で示される。

#### 【0111】

次に、ブロック182に記載されるように、TAR(n)座標系が作成される。TAR(n)座標系は、図17に数字182で示される。この座標系のZ軸は、等辺三角形の垂線に沿っており、舌側方向に延びる。この座標系のY軸は、等辺三角形の垂線とIO(n)線に垂直である。Y軸は、歯肉方向に延びる。X軸は、右手の法則に従って、YおよびZ軸から決定される。

#### 【0112】

ブロック184に示されるように、その後、ブラケット処方の一定の態様が提供される。これらの態様には、ブラケットのアンギュレーション又は「BA(n)」、ブラケットのトルク又は「BT(n)」、ブラケットの回転又は「BR(n)」、およびブラケットのイン-アウト寸法又は「BIO(n)」などが挙げられる。これらの値は、開業医によって入力され得るか、或いはまた、メモリから検索でき、歯によって、様々なブラケットで異なってもよい。

#### 【0113】

次に、ブロック186に記載されるように、TARA(n)座標系が作成される。TARA(n)座標系は、Z軸の周りにTAR(n)座標系をアンギュレーション角度BA(n)だけ回転することにより作成される。Z軸は、TAR(n)座標系とTARA(n)座標系の両方に対して同じである。TARA座標系は、図17に参考符号186で識別される。

#### 【0114】

次いで、ブロック188に記載されるように、このプログラムは、歯の最初のトルク値が正であるか、又は負であるかを決定する。アーチワイヤスロットの幅は、アーチワイヤ

10

20

30

40

50

の幅より大きく、その結果、治療の始めに歯を正のトルク値の向き、又は負のトルク値の向きのいずれかに向いていてもよい。歯が最初に正のトルク値を有する場合、「T S」の値は1であり、歯が最初に負のトルク値を有する場合、「T S」の値は-1である。続いて、ブロック190に記載のように「E T ( n )」トルク値が計算される。E T ( n )は、歯nに対する表現トルク(expression torque)であり、ブラケットのトルク(B T ( n ))に、トルク値(T S ( n ))と表現角度(expression angle)(EA)の積を加えた合計に等しい。

#### 【0115】

次に、ブロック192に記載のように、T A R T ( n )座標系が作成される。座標系T A R T ( n )およびT A R A ( n )座標系は同じX軸を共有するが、T A R T ( n )座標系は、T A R A ( n )座標系のX軸の周りに、表現されるトルク角度(E T ( n ))だけ回転される。T A R T ( n )座標系は、図17に192と表記される。

10

#### 【0116】

次いで、ブロック194に記載のように、T A R R ( n )座標系が作成される。T A R R ( n )座標系およびT A R T ( n )座標系は共通のY軸を共有する。しかし、T A R R ( n )座標系は、T A R T ( n )座標系のY軸の周りに、回転角度(B R ( n ))だけ回転される。T A R R ( n )座標系は、図17に参照符号194で識別される。

#### 【0117】

次いで、プログラムは、「n」値が四分円の最後の歯を表すかどうかを決定する。答えるがいいえの場合、ブロック198に記載のように、nの値は1だけ増加し、プログラムはブロック176に戻る。しかし、nの値が四分円の最後の歯を表す場合、プログラムは、ブロック200で示されるように、その四分円に対する幾何学的基準が完了したことを認識する。

20

#### 【0118】

##### 仮想歯列および咬合の作成

この節は、模型の歯がその最終的な位置にあるように見えるように、アーチフォームに模型の歯を付けることを記載する。また、この節では、模型の歯を互いにスーパーインポーズすることも記載し、スーパーインポーズされた画像に示される同じ模型の歯の向きの差異は、他と比較した1つの処方の効果の差異の結果である。また、この節は、上顎アーチフォームと下顎アーチフォームを互いに咬合させる任意選択的な方法、および選択した所望の最終的な位置に歯を位置決めするようにブラケットを自動的に選択する方法を記載する。

30

#### 【0119】

スーパーインポーズされるディスプレイ中で得られる模型は、治療の終了時に得られる歯の最終的な向きを更に良く理解するための補助として、異なる処方の効果を検討するための効果的な分析技術を提供する。結果として、そのプログラムは、所望の位置に歯を位置決めするための適正なブラケットおよび/又はアーチワイヤの選択を容易にする。図20~22は、仮想の歯列および咬合の作成のためのコンピュータプログラムのフローチャートを表す。プログラムは、所望のアーチフォームに沿って模型の歯を自動的に位置決めする。

40

#### 【0120】

最初に図20を参照すると、ブロック210に記載のように、プログラムのこのセクションは、幾何学的基準を有する歯の模型で始まるが、それは、前述のブロック140に到達する時に、このプログラムで以前に得られたものである。また、このセクションは、ブロック212に記載されるように、幾何学的基準を有するアーチフォームを使用して始まるが、それは、このプログラムが前述のブロック200に到達した時、以前に得られたものである。

#### 【0121】

次に、ブロック214に記載されるように、アーチフォーム座標系T A R R ( n )は、歯の座標系B S C ( n )に位置合わせされる。プログラムのこの部分は、歯の模型を、最

50

初に選択された処方から得られる向きのアーチフォームに組み立てる。B S C ( n ) に対する T A R R ( n ) の位置合わせは、図 2 3 に参照符号 2 1 4 で識別される。

#### 【 0 1 2 2 】

次に、プログラムは、n が歯列弓の最後の歯であるか否かを決定する。答えがいいえの場合は、n の値は 1 だけ増加し、プログラムはブロック 2 1 4 に戻る。答えがはいの場合は、プログラムはブロック 2 1 8 に進む。

#### 【 0 1 2 3 】

ブロック 2 1 8 では、干渉値 ( i n t e r f e r e n c e v a l u e ) 又は「 T I G ( n ) 」が得られる。T I G ( n ) の値が正の場合、これは、歯の間に干渉があることを示す（即ち、仮想の歯が互いに重なる）。T I G ( n ) の値が負の場合、これは、仮想の歯の間に隙間があることを示す。10

#### 【 0 1 2 4 】

次いで、ブロック 2 2 0 で示されるように、T C ( n ) 歯の場所の寸法が補正される。T I G ( n ) の値が、T C ( n ) の値に加えられ、T C ( n ) の新しい値が得られる。

#### 【 0 1 2 5 】

次いで、このプログラムはブロック 2 2 2 に進み、そこで、このプログラムは、n が最後の歯であるか、否かを決定する。答えが否定の場合、n の値は 1 だけ増加し、プログラムはブロック 2 1 8 に戻る。答えが正の場合は、プログラムはブロック 2 2 4 に進む。

#### 【 0 1 2 6 】

プログラムがブロック 2 2 4 に到達すると、第 1 の処方に対する 3 D モデルが完了する。20  
この時点で、開業医が歯列弓に沿った模型の歯の様々な向きを見ることができるように、任意選択的に、3 D モデルが表示されてもよい。模型の歯の位置は、ブラケットおよびアーチワイヤの処方の結果として達せられる。例えば、模型の歯の位置は、一定のアンギュレーション、トルク、回転、イン - アウト寸法、ブラケット幅、歯の表面のブラケット位置（近心 - 遠心方向と咬合 - 歯肉方向の両方）、アーチワイヤサイズ、アーチワイヤスロットサイズ、および歯の開始位置（これらは全て、入力変数としてプログラムに提供され得る）を有するブラケットに対して達成される最終的な位置を表す。

#### 【 0 1 2 7 】

ブロック 2 2 4 に記載されるように、得られる模型の歯の位置を開業医が検討する結果として、開業医は、1 つ以上の入力変数を変更することを選んでもよい。入力変数の変更は、ブロック 2 2 6 に記載されている。入力変数は、1 つ以上の変数を段階的な方法で変えることにより、徐々に変化する方法で変更され得る。別の選択肢として、既知の技術に従って構成されるブラケットに通常使用される値などの、既知の処方の値に対応するように入力変数を変えることができる。周知の技術の例には、マックラーフリン ( M c L a u g h l i n ) 博士、ベネット ( B e n n e t t ) 博士、およびトレビシ ( T r e v i s i ) 博士によって教示されるもの（「MBT」ブランドのブラケットの処方）、ロンロス ( R o n R o t h ) 博士により教示されるもの、およびローレンス F . アンドルーズ ( L aw r e n c e F . A n d r e w s ) 博士により教示されるものなどが挙げられる。更に別の選択肢として、一定の結果を達成するように開業医が選択する方法で、入力変数を変更できる。30

#### 【 0 1 2 8 】

ブロック 2 2 6 に記載されるように、入力変数の変更によって歯の位置が変わる場合、プログラムは、前述の段階を繰り返すため、ブロック 2 2 8 からブロック 2 1 8 に進む。プログラムがブロック 2 2 8 に到達する時に歯の位置が変わらなかった場合、プログラムは図 2 1 に示されるように、ブロック 2 3 0 に進む。

#### 【 0 1 2 9 】

図 2 1 に記載されるプログラムのフローチャートは、模型の歯の画像をスーパーインポーズする 1 つの方法の例を記載するが、そこで、スーパーインポーズされる画像の差異は、異なる処方の結果である。ブロック 2 3 0 に示されるように、A S M 1 座標系は、第 1 のアーチフォーム上に作成される。A S M 1 座標系は、I A F C 1 アーチフォームのカーネル40

ブのゼロ位置に位置する。ASM1座標系のX軸は、AC1アーチフォーム面に平行であり、AM1アーチフォーム面に垂直であり、右の方向に延びる。ASM1座標系のY軸は、AM1アーチフォーム面に平行であり、AC1アーチフォーム面に垂直であり、歯肉方向を指す。ASM1座標系のZ軸は、右手の法則に従うことにより、導かれる。ASM1座標系は、図24に230と表記される。

#### 【0130】

次に、ブロック232に記載されるように、ASMO1座標系が作成される。ASMO1座標系は、ASM1座標系からオフセットしている。オフセットの量は、任意である。デフォルトとして、例えば、咬合先端部、又は下顎前歯若しくは犬歯の歯根の端部を一列に整列させることができる。

10

#### 【0131】

次いで、ブロック234に示されるように、第2のアーチフォーム上にASM2座標系が作成される。ASM2座標系は、IAFC2アーチフォームのカーブのゼロ位置に位置する。ASM2座標系のX軸は、AC2アーチフォーム面に平行であり、AM2アーチフォーム面に垂直であり、右を指す。ASM2座標系のY軸は、AM2アーチフォーム面に平行であり、AC2アーチフォーム面に垂直であり、歯肉方向を指す。ASM2座標系のZ軸は、右手の法則に従うことにより、導かれる。

#### 【0132】

次に、ブロック236に記載されるように、座標系ASM2は、座標系ASMO1に対して位置合わせされる。この時点で、得られる模型はスーパーインポーズされ、同じ歯に対して処方が異なる結果としての、歯の位置の差異が容易に分かる。

20

#### 【0133】

次に、プログラムはブロック238に進み、そこで、コンピュータにより、最終的な新しい歯の位置が到達されたか否かを決定する。図22に記載されるように、答えが肯定の場合は、プログラムはブロック242に進む。答えが否定の場合は、プログラムはブロック240に進む。ブロック240では、最終的な歯の位置が達成されるまで、ブロック218～ブロック228に記載される段階が繰り返される。次いで、プログラムはブロック242に進む。

#### 【0134】

図22に記載されるフローチャートは、必要に応じて、前述の表示される歯の模型の画像を開業医が検討する結果として、プラケット処方をコンピュータで選択する方法を記載する。新しいプラケット処方を決定するため、プログラムはブロック244に進み、ブロック226に記載される入力変数など、各入力変数で絶対値が使用されたか否かを決定する。この質問に対する答えが肯定の場合は、プラケット処方は、ブロック262で示されるように、入力変数に使用されるのと同じ値を含む。答えが否定の場合は、プログラムはブロック246に進む。

30

#### 【0135】

ブロック246では、新しいEA値が決定される。次に、プログラムは、ブロック248に進み、そこで、新しいBA(n)角度が決定され、プラケットアンギュレーション値が得られる。次いで、プログラムはブロック250に進み、そこで、ET(n)角度が決定される。ET(n)角度は、プラケットの新しい表現トルク値(expressed torque value)を表す。

40

#### 【0136】

次いで、プログラムは、ブロック252に進み、そこで、新しいTS(n)値が決定される。TS(n)値は、新しいプラケット処方に対する歯の開始位置を表す。

#### 【0137】

次に、プログラムはブロック254に進み、そこで、新しいBT(n)値、又はプラケットトルク角度が決定される。BT(n)値は、ET(n)値から、TS(n)値と新しいEA値との積を引いたものに等しい。

#### 【0138】

50

次いで、プログラムは、ブロック 256 に進み、そこで、BR(n) 角度が決定される。BR(n) 角度は、新しいブラケット回転角度を表す。

#### 【0139】

続いて、プログラムはブロック 258 に進み、そこで、新しいIO(n) 値が決定される。IO(n) 値は、新しい位置にある新しいブラケットのイン・アウト寸法を表す。

#### 【0140】

次いで、プログラムは、ブロック 260 に進み、そこで、n の値が評価される。n が、最後の歯の値ではない値を表す場合、n の値は 1 だけ増加し、プログラムはブロック 248 に戻る。n の値が、最後の歯の値に等しい場合、プログラムはブロック 264 に進む。

#### 【0141】

ブロック 264 では、プログラムは、新しいブラケットの処方を、入手可能な様々なブラケットの処方と比較する。例えば、入手可能なブラケットには、開業医の在庫目録で、若しくは製造業者の在庫目録で入手可能なブラケット、又は所望される時に製造業者が構成できるブラケットなどが挙げられる。

#### 【0142】

次に、プログラムは、ブロック 266 に進む。ブロック 264 で一致が見い出されなかった場合は、プログラムはブロック 268 に進み、そこで、1つ又は複数の入手可能な最も近いブラケットで得られる結果が、ブロック 260 に記載される方法の終了時に達成される結果とスーパーインポーズされた関係で表示される。開業医は、好ましいブラケット処方および入手可能な最も近いブラケット処方で得られる結果を容易に観察し、比較できるため、ブロック 268 に記載されるように、画像をスーパーインポーズすることは、開業医にとって有利である。スーパーインポーズされる画像は、考慮中の治療に対し、入手可能な最も近いブラケット処方が満足のいくものかであるか否かを、開業医が決定することを助ける。

#### 【0143】

次いで、プログラムはブロック 270 に進み、そこで、プログラムは、n が最後の歯の値に等しいか否かを決定する。答えが肯定の場合は、ブロック 272 に記載されるように、n の値は 1 だけ増加し、プログラムはブロック 266 に戻る。答えが肯定の場合は、プログラムはブロック 274 に進むが、これは、ブラケットの選択方法が完了したことを示す。更に、プログラムが、ブロック 266 に到達した時に、一致が見い出されたと決定する場合、プログラムはブロック 270 に直接進み、前述の段階に従う。

#### 【0144】

ブロック 268 に記載されるように、スーパーインポーズされる画像の表示は、任意選択的に、他の情報も同様に含むことができる。例えば、表示は、ブラケット処方に関する数値的情報を含むことができる。ブラケットのトルク、アンギュレーション、およびスロット幅などの値を、任意選択的に表形式で表示することができる。このような方法で、2つのブラケット処方を比較した差異を容易に定量化できる。

#### 【0145】

好ましくは、スーパーインポーズされる画像は、第1のプレースと第2のプレースの相対的な効果を観察できるように、コントラストをなして見える。例えば、第1のプレースの画像は、第1の色に見え、第2のプレースの画像は、第1の色とコントラストをなす第2の色に見える。従って、各歯の歯根、歯冠、又は他の部分の位置の差異を容易に決定できる。

#### 【0146】

画像コントラストの他の選択肢も可能である。例えば、異なる種類のクロスハッチングの使用など、画像のシェーディングは、互いに異なってもよい。別の選択肢として、平滑に見える画像に隣接する点描画像など、画像のテクスチャが異なって見えてよい。別の実施例として、1つの画像は周縁が太線であるが、もう一方の画像は周縁が破線又は点線であるなど、画像の周縁の形状は異なってもよい。また、他の種類の画像コントラストも可能である。

10

20

30

40

50

## 【0147】

また、開業医が、歯科矯正治療の一定の選択された段階中に、一群の器具を用いた歯の位置を視覚的に決定し、これらの結果を歯科矯正治療の前段階中の歯の位置と比較できるように、一群の器具で前述の概念を使用してもよい。前段階は、治療がはじまる前に見える、歯の最初の位置であってもよい。別の選択肢として、前段階の歯の画像は、第2、第3のアーチワイヤなど、又は最終的なアーチワイヤが取り付けられる前の、あるアーチワイヤの終了の時点など、治療の中間段階を表してもよい。歯科矯正治療では、異なる特性を有するアーチワイヤを、選択される時間間隔で使用するのが普通であり、歯は、最後のアーチワイヤが所定の場所にあり、歯がその最後のアーチワイヤに応答して移動した時まで、最終的な又は完了した位置に移動しなくてよい。

10

## 【0148】

前述のように本発明は、製造業者からのカタログリストなど、入手可能なブレース、又はブレースの構成要素のリストから、歯科矯正医が、好みのブレース、又はブレースの好みの構成要素を選択することを可能にするのに特に有用である。しかし、或いはまた、本発明は、注文作製されるブレース構成要素を製造するのに好都合に使用されてもよい。その場合、好適な処方の最初の推定から処方を最初に選択することにより、次いで、前述の段階を使用して期待される結果を観察することにより、前述の方法を使用してもよい。必要に応じて、所望の結果が達成されるまで、処方を必要な回数、変更することができる。次いで、プログラムされた加工機械、又は他の自動製造デバイスを使用して、選択された構成要素を注文作製してもよい。例えば、このような方法を使用して、ブラケットを注文作製するか、又は、アーチワイヤを注文に応じて曲げることができる。舌側からの治療に使用する場合、患者の快適さが増すように非常に低プロファイルとなる構成要素を選択することができる。

20

## 【0149】

他の様々な代替も可能である。従って、本発明は、前述の具体的な、現在のところ好みの実施形態に限定されるものと見なすべきではなく、代わりに、前述の公正な特許請求の範囲、並びにそれらの等価物によってのみ限定されるべきである。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0150】

【図1】本発明の一実施形態による、歯科矯正用ブレースの処方を選択するコンピュータプログラムの全段階を示すブロック図である。

30

【図2】患者の上顎歯列弓に取付けられる1種類の歯科矯正用ブレースの一例の正面立面図であり、この場合、ブレースは、多数のブラケット、並びに各ブラケットのスロットに受入れられるアーチワイヤを含む。

【図3】歯科矯正用ブレースの処方の選択を助けるため、本発明により提供される1種類の情報表示の一例を表す図である。

【図4】図3の表示に示される画像の一部の拡大側面立面図である。

【図5】図1に全体的に示されるプログラムの一部の更に詳細なブロック図であり、模型の歯の幾何学的基準の作成に関する。

【図6】図1に全体的に示されるプログラムの一部の更に詳細なブロック図であり、模型の歯の幾何学的基準の作成に関する。

40

【図7】図1に全体的に示されるプログラムの一部の更に詳細なブロック図であり、模型の歯の幾何学的基準の作成に関する。

【図8】模型の歯の正面立面図であり、図5～7に記載される座標系の作成の一例を表す。

【図9】模型の歯の側面立面図であり、図5～7に記載される座標系の作成の一例を表す。

【図10】模型の歯の底面図であり、図5～7に記載される座標系の作成の一例を表す。

【図11】図5～7に記載されるプログラムを使用し、個々の歯に対して得られる、結果として得られる例示的な歯の座標系の正面立面図である。

50

【図12】図5～7に記載されるプログラムを使用し、個々の歯に対して得られる、結果として得られる例示的な歯の座標系の側面立面図である。

【図13】図5～7に記載されるプログラムを使用し、個々の歯に対して得られる、結果として得られる例示的な歯の座標系の底面図である。

【図14】図1のプログラムの別の部分の更に詳細なブロック図であり、アーチフォームの幾何学的基準を作成する方法の一例を記載する。

【図15】図1のプログラムの別の部分の更に詳細なブロック図であり、アーチフォームの幾何学的基準を作成する方法の一例を記載する。

【図16】ブロック14～15に記載される方法に従うことにより、アーチフォームに沿った例示的な座標系の構成を表す、アーチフォームの1四分円の立面図である。 10

【図17】図16に表されるアーチフォームの一部および座標系のうちの2つの拡大破断図である。

【図18】図17に表される座標系のうちの1つの一部を示す拡大図である。

【図19】歯科矯正用ブラケットのスロットに受入れられるアーチワイヤの拡大破断面図であり、例示的な目的で、一列に整列していない位置へのスロット内のアーチワイヤの移動を表す。

【図20】図1に表されるプログラムの別の部分の更に詳細なブロック図であり、仮想の歯列および咬合を作成する方法の一例を示す。

【図21】図1に表されるプログラムの別の部分の更に詳細なブロック図であり、仮想の歯列および咬合を作成する方法の一例を示す。 20

【図22】図1に表されるプログラムの別の部分の更に詳細なブロック図であり、仮想の歯列および咬合を作成する方法の一例を示す。

【図23】アーチフォームおよび単一の模型の歯の斜視図であり、一定の向きのアーチフォームに模型の歯を付けるための座標系の使用の一例を表す。

【図24】四円分の模型の歯の全てがアーチフォームに組立てられたことを除き、図23に幾分類似した図である。

【図1】

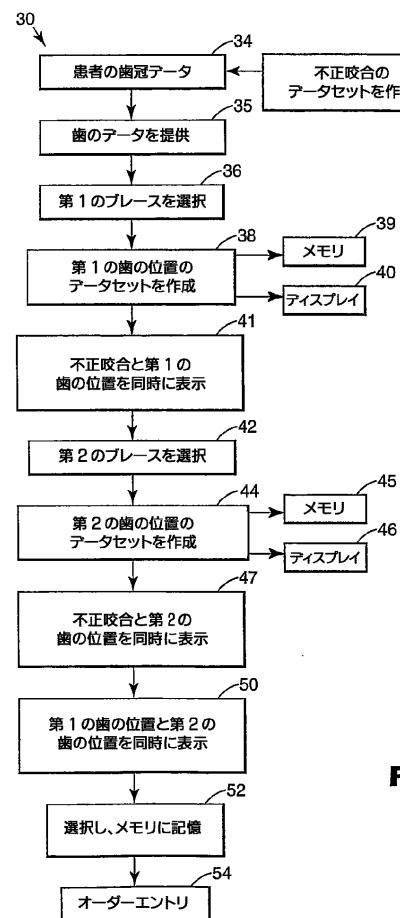


FIG. 1

【図2】

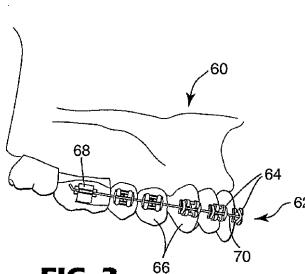


FIG. 2

【図3】

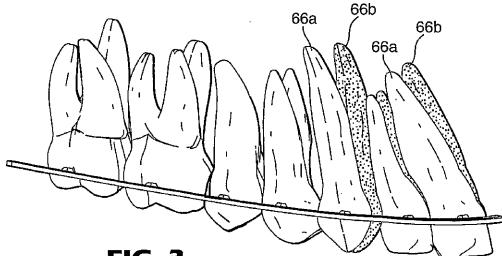


FIG. 3

【図4】

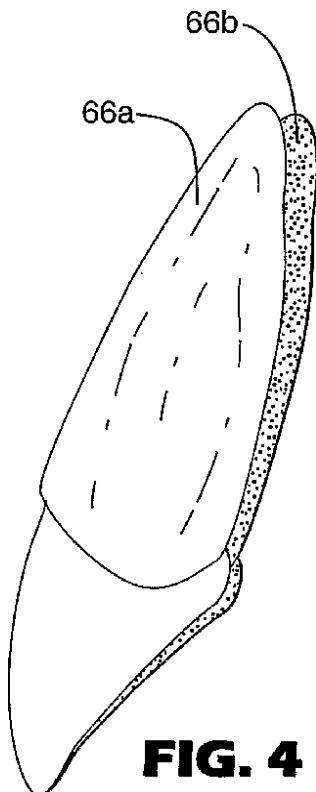


FIG. 4

【図5】

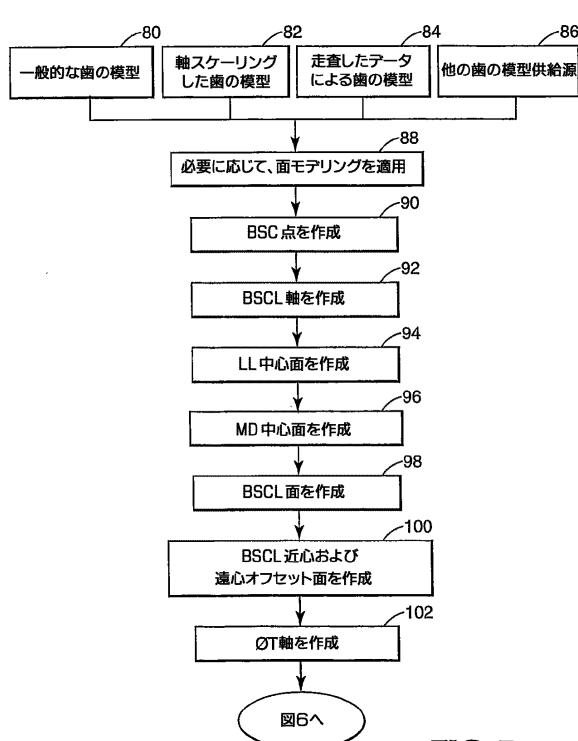


FIG. 5

【図6】

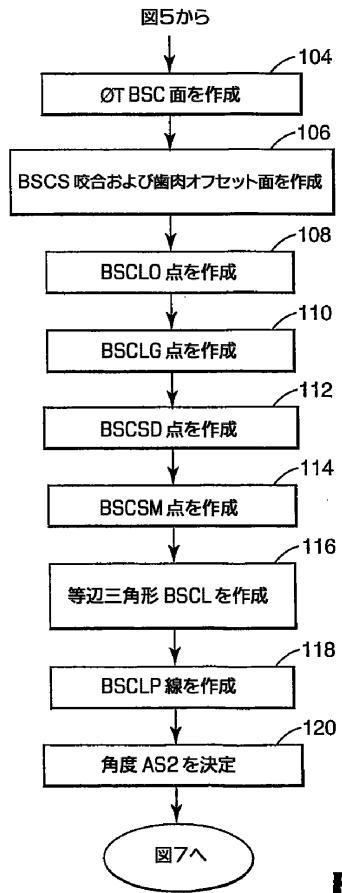


FIG. 6

【図7】

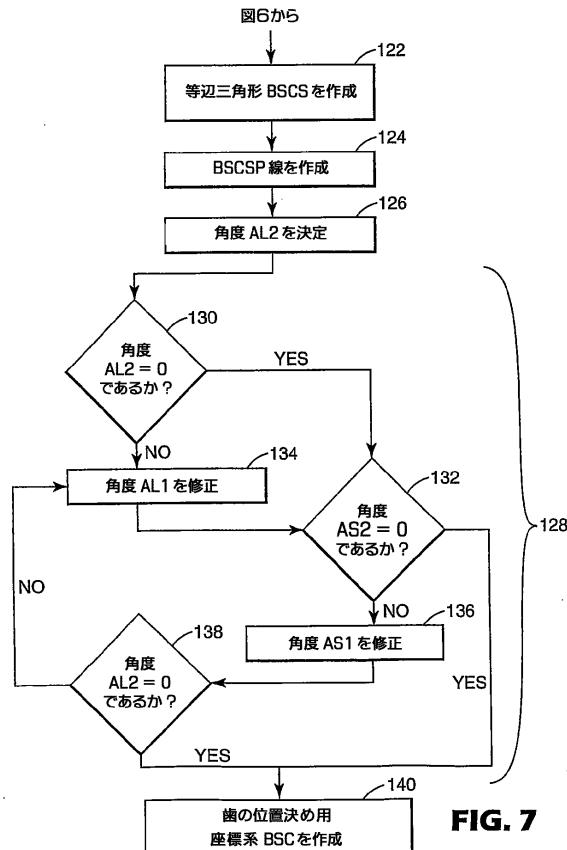


FIG. 7

【図8】

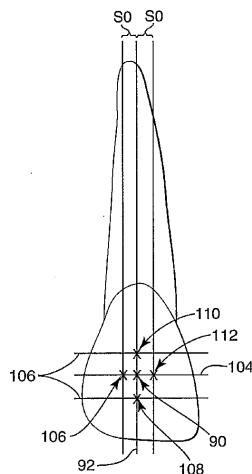


FIG. 8

【図9】

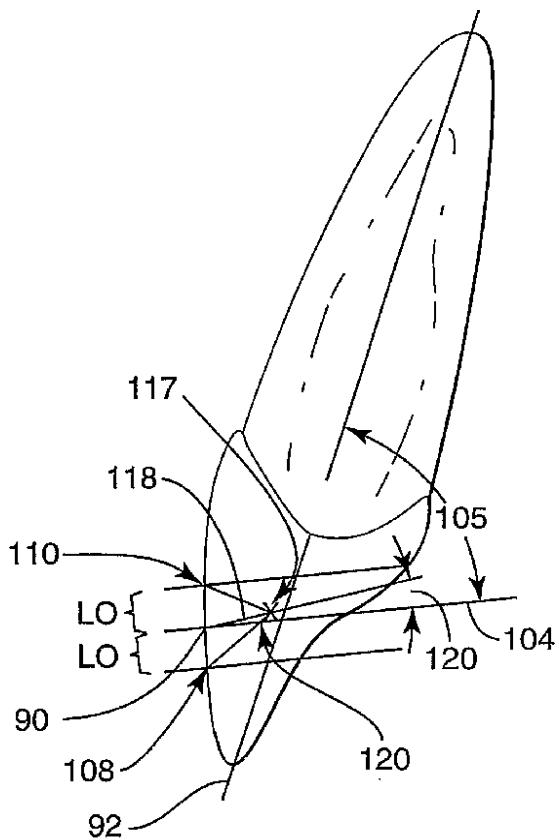
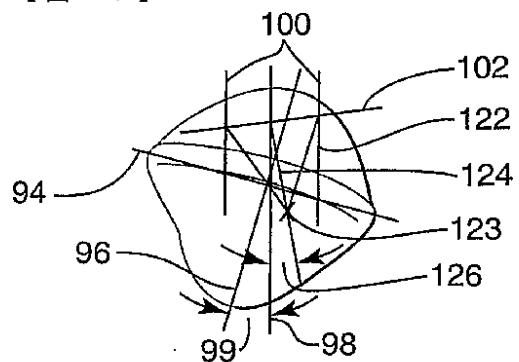
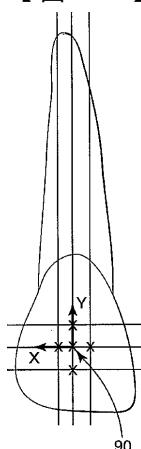


FIG. 9

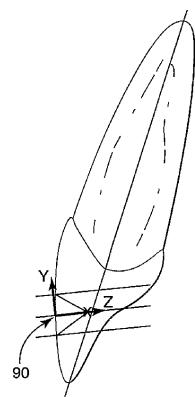
【図 10】

**FIG. 10**

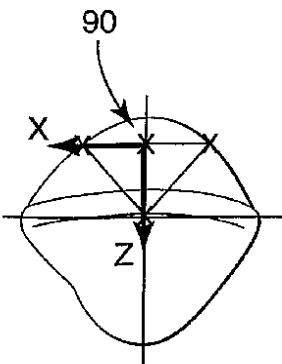
【図 11】

**FIG. 11**

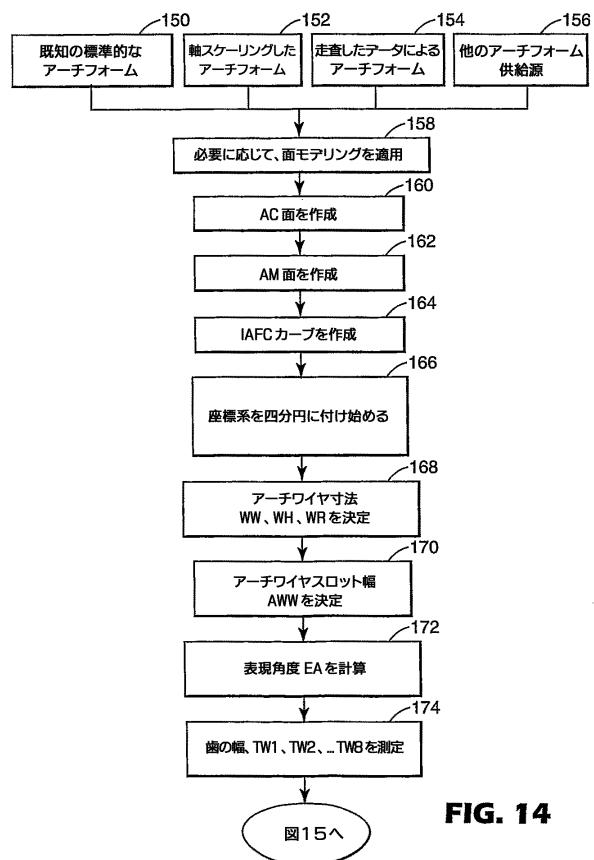
【図 12】

**FIG. 12**

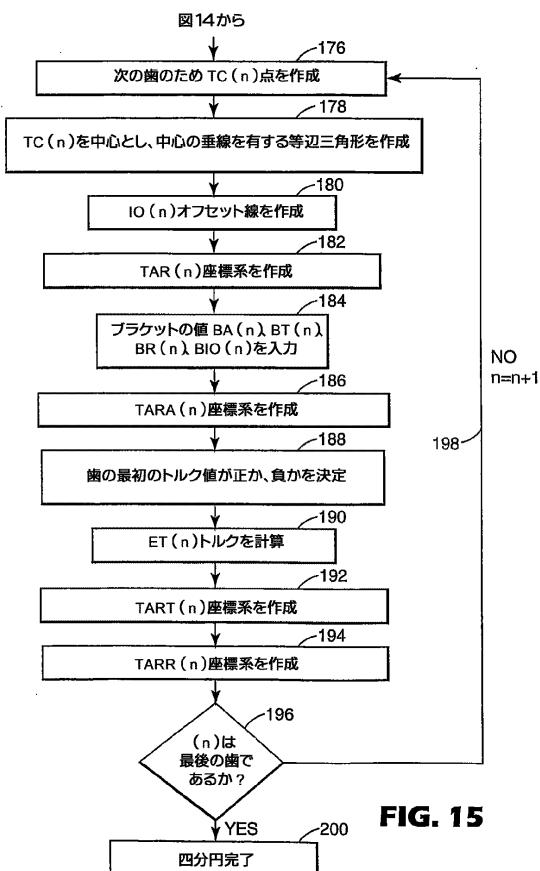
【図 13】

**FIG. 13**

【図14】



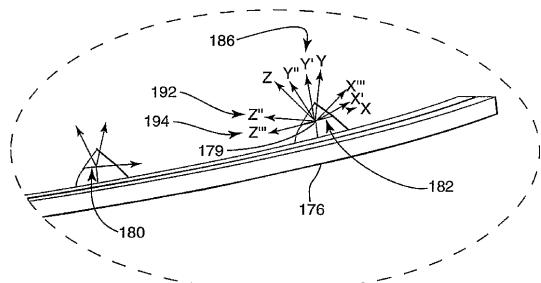
【図15】



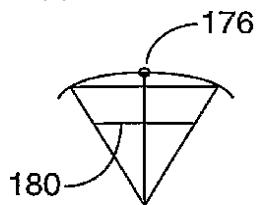
【図16】

**FIG. 16**

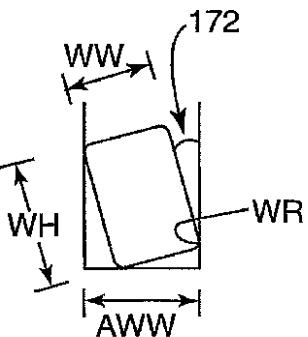
【図17】

**FIG. 17**

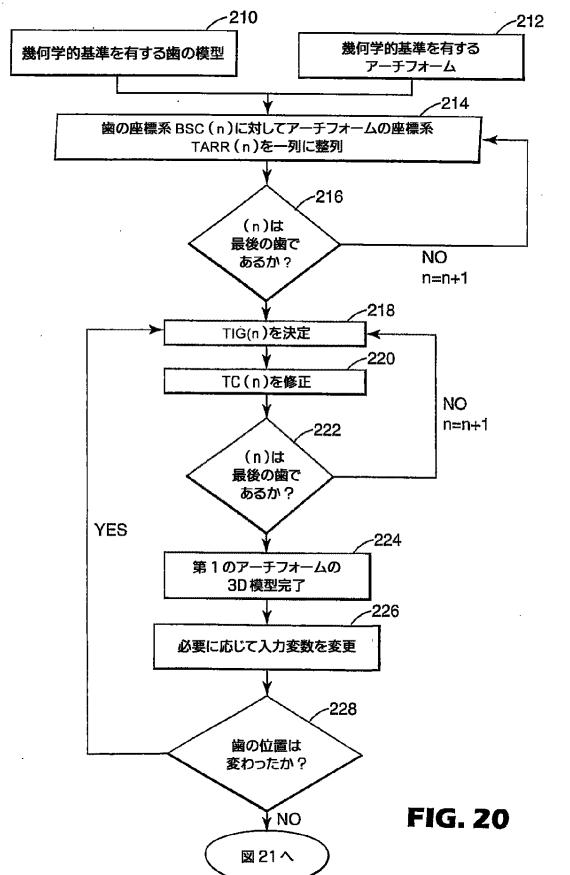
【図18】

**FIG. 18**

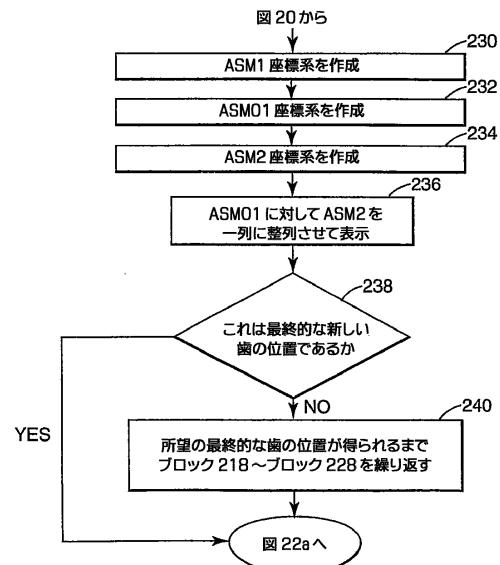
【図19】

**FIG. 19**

【図20】

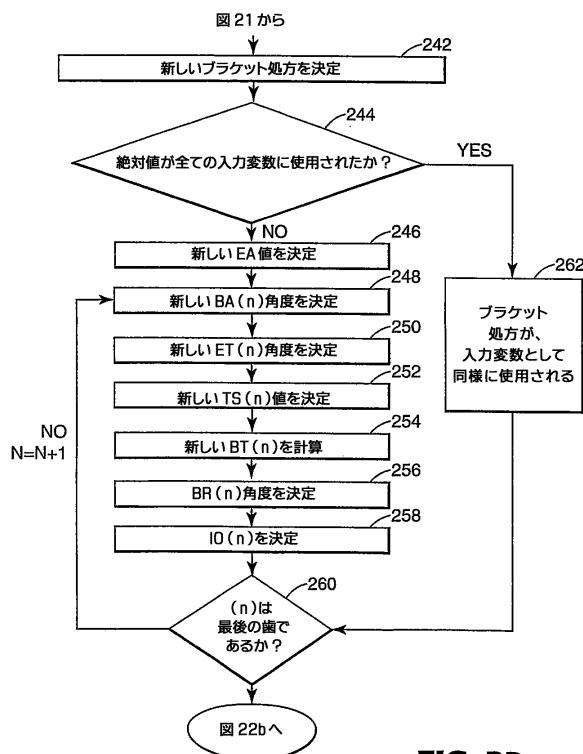


【図21】

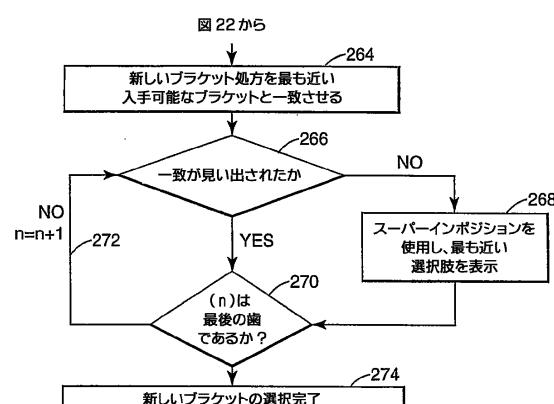


**FIG. 21**

【 図 2 2 a 】

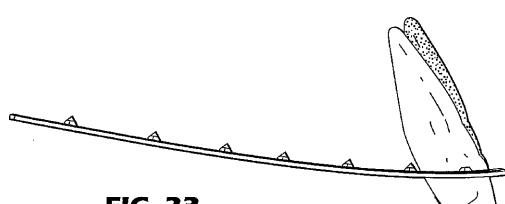


【図22b】

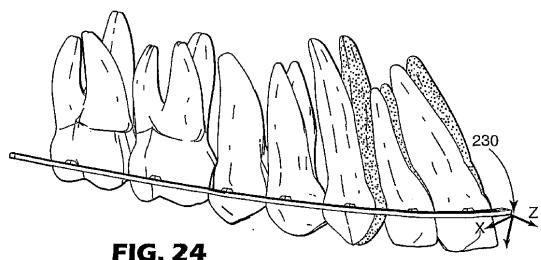


**FIG. 22b**

【図23】



【図24】

**FIG. 24**

---

フロントページの続き

(72)発明者 マネマン , ロバート シー .

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

(72)発明者 ジョーダン , ラッセル エー .

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

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 米国特許第06068482(US, A)

国際公開第01/047405(WO, A1)

国際公開第00/069357(WO, A1)

国際公開第99/058077(WO, A1)

国際公開第00/069358(WO, A1)

特開2000-300557(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 7/20