

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-509158

(P2012-509158A)

(43) 公表日 平成24年4月19日(2012.4.19)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 45 頁)

(21) 出願番号	特願2011-537666 (P2011-537666)	(71) 出願人	501214845
(86) (22) 出願日	平成21年11月20日 (2009.11.20)		アライン テクノロジー, インコーポレイテッド
(85) 翻訳文提出日	平成23年5月13日 (2011.5.13)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 95131, サンノゼ, オーチャードパークウェイ 2560
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/065402	(74) 代理人	100078282
(87) 国際公開番号	W02010/059988		弁理士 山本 秀策
(87) 国際公開日	平成22年5月27日 (2010.5.27)	(74) 代理人	100062409
(31) 優先権主張番号	61/116,448		弁理士 安村 高明
(32) 優先日	平成20年11月20日 (2008.11.20)	(74) 代理人	100113413
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 森下 夏樹
(31) 優先権主張番号	61/242,379		
(32) 優先日	平成21年9月14日 (2009.9.14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

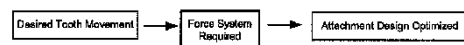
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 パラメトリックなアタッチメントを含む歯列矯正システムおよび方法

(57) 【要約】

所望の歯の移動を引き起こす、および/または歯を所望の配列に再配置するための、改善された、またはより効果的な歯移動システムを設計し、提供するための歯列矯正システムおよび関連方法を開示する。本発明の方法および歯列矯正システムは、所望の/選択された歯列矯正移動のための力のより最適および/または効果的な印加のために選択または修正される、改善または最適化されたパラメータを有する歯アタッチメントを含む。本発明のアタッチメントは、特定の患者(例えば、患者にカスタマイズされる)、特定の移動、および/または患者の部分群または部分集合に対してカスタマイズされ、患者によって装着された歯列矯正用の歯位置決め装置に係合するように構成されることができ、アタッチメントと歯列矯正装置との間の係合は、アタッチメントを有する歯への再配置力または力の系列/系統の印加をもたらし、概して、歯の移動を引き起こす。

FIG. 2B



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の歯の選択された移動を引き起こす歯移動システムを設計するコンピュータ実装方法であって、

該患者の歯のデジタルモデルを受信することと、

該選択された歯の移動を引き起こす所望の力系を決定することと、

患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、該選択された力系に対応する再配置力を歯に印加するように構成される、患者にカスタマイズされたアタッチメントを設計することであって、該アタッチメントは、該デジタルモデル、該選択された力系、および 1 つ以上の患者固有の特性に基づいて選択される値を有する 1 つ以上のパラメータを備え、それにより、該患者の歯への該選択された力系の改善された印加を提供する、こととを含む、方法。

10

【請求項 2】

前記選択された歯の移動は、押出、貫入、回転、並進、または傾斜を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記歯の移動は、1 次、2 次、または 3 次移動を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記所望の力系は、歯列矯正の文献からのデータ、実験モデリング、仮想モデリング、臨床情報、生体力学的原理、または不要な力の最小化に少なくとも部分的に基づいて計算される、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

1 つ以上のパラメータ値は、歯の形態に基づいて選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

パラメータは、アタッチメント幾何学形状特徴、前記歯におけるアタッチメント場所、配向、および前記アタッチメントと装置との間の係合の確率を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

パラメータ値は、識別された値の範囲から選択される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

パラメータ値は、前記患者の歯の形態的特徴に基づいて修正される、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

所望の移動、所望の力系、および / またはパラメータは、解剖学的特徴基準に関して画定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記基準は、長軸、歯列矯正基準点、前記患者の歯列の平面または咬合平面、1 つ以上の骨格の点または平面、または該患者の軟組織を含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

患者固有の特性は、歯の形態、歯または歯表面の配向、または処方された歯の移動経路を含む、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 12】

患者によって装着された歯列矯正装置に係合し、該患者の歯の選択された移動に対応する再配置力系を歯に印加するように構成される歯アタッチメントを備える、歯移動システムを生成する方法であって、該方法は、

該選択された歯の移動を引き起こすように、該患者の歯に印加される所望の力系を決定することと、

一群の非カスタムのアタッチメントから第 1 のアタッチメントを選択することと、

該第 1 のアタッチメントを有し、歯列矯正装置と係合された歯に印加される第 1 の力系をモデル化することと、

50

最適化されたアタッチメントを生成することであって、該生成することは、該第1のアタッチメントの1つ以上のパラメータ値を修正することを含み、それにより、該最適化されたアタッチメントを有し、該患者によって装着された歯列矯正装置と係合された該歯に印加される第2の力系が、該第1の力系よりも密接に該所望の力系に対応する、こととを含む、方法。

【請求項13】

患者の歯に歯移動力を送達する歯列矯正システムであって、

患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、選択された力系に対応する再配置力系を歯に印加するように構成される、患者にカスタマイズされた歯列矯正アタッチメントであって、該アタッチメントは、該選択された力系および1つ以上の患者固有の特性に基づいて修正または選択された値を有する1つ以上のパラメータを備える、アタッチメントを備える、システム。

10

【請求項14】

患者の歯の選択された移動を引き起こす1つ以上の歯アタッチメントを備える、歯移動システムを設計する方法であって、該方法は、

該選択された歯の移動を引き起こす所望の力系の力またはトルクの値を決定することと

患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、該歯に再配置力を印加するように構成される、移動が最適化された、または患者にカスタマイズされたアタッチメントを設計することであって、該アタッチメントは、該印加された再配置力が該所望の力系に実質的に合致するように、該決定された力またはトルクの値に基づいて修正される1つ以上のパラメータ値を備える、ことと

20

を含む、方法。

【請求項15】

歯移動システムを設計する方法であって、

選択された歯の移動を引き起こすように、歯に印加される所望の力系に対応する力またはトルクの値の範囲を識別することと、

該歯の上に配置された第1のアタッチメントが歯列矯正装置と係合されたときに歯に印加される、第1の力またはトルクの値をモデル化することであって、該第1のアタッチメントは、係合中に該歯に印加される該力またはトルクに影響を及ぼすパラメータを有し、該第1の力またはトルクの値は、該値の範囲内にあるものとして識別される、ことと、

30

最適化されたアタッチメントを生成することであって、該生成することは、該第1のアタッチメントの1つ以上のパラメータ値を修正することを含み、それにより、第2の力またはトルクが、最適化されたアタッチメントを有し、歯列矯正用位置決め装置と係合された歯に印加され、該第2の力またはトルクの値が、該第1の力系と比較して、該値の範囲内でより高いか、またはより低いように、歯列矯正治療中の歯への力/トルクの印加を最適化するために選択される、ことと

を含む、方法。

【請求項16】

前記選択された歯の移動は、貫入、押出、回転、並進、または傾斜を含む、請求項15に記載の方法。

40

【請求項17】

前記最適化されたアタッチメントは、切歯または歯肉に対して傾斜しており、1つ以上のパラメータ値を修正することは、該傾斜アタッチメントの表面角度を修正することを含む、請求項15に記載の方法。

【請求項18】

前記選択された歯の移動は、押出であり、前記第1のアタッチメントは、歯肉に対して傾斜しており、1つ以上のパラメータ値を修正することは、前記斜角アタッチメントの表面角度を修正することを含む、請求項15に記載の方法。

【請求項19】

50

請求項 15 に記載の最適化されたアタッチメントと、歯列矯正装置とを備え、該歯列矯正装置は、該アタッチメントが前記患者の歯の上に配置され、該装置が該患者によって装着されると、該最適化されたアタッチメントに係合するように構成される、歯列矯正用再配置システム。

【請求項 20】

患者の歯の選択された移動を引き起こすアタッチメントを設計する方法であって、該患者の歯列のデジタルモデル上の場所における、歯の上のアタッチメントの初期位置を識別することと、

該アタッチメントの該初期位置および該歯の幾何学形状に基づいて、アタッチメントパラメータを算定することであって、各アタッチメントパラメータは、該歯の該選択された移動のための最適な力または最適なトルクに対応する所定の値の範囲と関連する、ことと

10

、
該算定されたパラメータの少なくとも 1 つの値が、該所定の値の範囲内にない場合、該アタッチメントパラメータの全てが該所定の値の範囲内にあるように、該アタッチメントパラメータおよび該歯の上の該アタッチメントの該位置のうちの少なくとも 1 つを修正するステップと

を含む、方法。

【請求項 21】

前記アタッチメントパラメータは、アームのベクトル、アーム長さ、クリッピング平面の面積、クリッピング平面の幅、およびクリッピング平面の長さのうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 20 に記載の方法。

20

【請求項 22】

前記アタッチメントパラメータは、前記アタッチメントが前記歯の治療の全てまたは一部分を通して物体と衝突しないように修正される、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 23】

前記物体は、別の歯、歯の上の歯列矯正アタッチメント、および装置のうちの 1 つを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

前記修正位置における前記アタッチメントが、前記歯の治療の全てまたは一部分を通して、該アタッチメントと物体との間の衝突を伴わずに、前記患者の歯の前記所望の移動をもたらす解決策を提供しないとき、該アタッチメントの該位置を再修正することをさらに含む、請求項 20 に記載の方法。

30

【請求項 25】

前記物体は、別の歯、歯の上の歯列矯正アタッチメント、および歯列矯正装置のうちの 1 つを含む、請求項 24 に記載の方法。

【請求項 26】

前記アタッチメントパラメータの優先順位を付けることをさらに含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 27】

一式のコードモジュールを記憶するコンピュータ可読媒体を有するコンピュータプログラム製品であって、該一式のコードモジュールは、コンピュータシステムのプロセッサによって実行されると、患者の歯の選択された移動を引き起こすためのアタッチメントを該プロセッサにモデル化させ、該コンピュータプログラム製品は、

40

該患者の歯列のデジタルモデル上の場所における、歯の上のアタッチメントの初期位置を識別するコードと、

該アタッチメントの該初期位置および該歯の幾何学形状に基づいて、アタッチメントパラメータを算定するコードであって、各パラメータは、該歯の該選択された移動のための最適な力または最適なトルクに対応する所定の値の範囲と関連している、コードと、

該アタッチメントパラメータの全てが該所定の値の範囲内にあるように、該アタッチメントパラメータおよび該歯の上の該アタッチメントの該位置のうちの少なくとも 1 つを修

50

正するコードと

を備える、製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互基準)

本願は、米国特許出願第61/116,448号(2008年11月20日出願)および米国特許出願第61/242,379号(2009年9月14日出願)の米国特許法第119条第(e)項の優先権の利益を主張し、これらの出願の全内容は、その全体が本明細書に参考として援用される。

10

【0002】

(発明の分野)

本発明は、概して、歯列矯正の分野に関し、より具体的には、歯科再配置装置に係合するための歯アタッチメントに関し、アタッチメントは、個別患者に対してカスタマイズされた、および/または識別された歯の移動を引き起こすように選択された所望の力系の改善された印加のための、改善または最適化された設計パラメータおよび/または幾何学形状を有する。

【背景技術】

【0003】

歯列矯正の目的は、機能および/または審美性が最適化される位置へ患者の歯を移動させることである。従来、ブレース等の装置が、歯科矯正医または歯科医によって患者の歯に適用され、一式のブレースが、継続的力を歯に付与し、それらの意図された位置へと向かって徐々に付勢する。経時的に、一連の診療およびブレースの調節を経て、歯科矯正医は、装置を調節し、歯をその最終目的地に向かって移動させる。

20

【0004】

近年、従来型の固定装置(例えば、ブレース)による従来の歯列矯正治療に対する代替案が利用可能となっている。例えば、一連の事前成形されたアライナを含むシステムが、Invisalign(登録商標)Systemという商標名でAlign Technology, Inc.(Santa Clara, CA)から市販されている。Invisalign(登録商標)Systemは、例えば、米国特許第6,450,807号および第5,975,893号を含む、Align Technology, Inc.に譲渡された多数の特許および特許出願で、ならびにワールドワイドウェブ上でアクセス可能な企業のウェブサイト(例えば、url「align.com」を基準)上で説明されている。Invisalign(登録商標)Systemは、アライナが患者に投与され、歯を再配置するために使用される前(例えば、治療開始時)に、患者によって装着される複数のアライナ(時として、全部)の設計および/または加工を含む。しばしば、患者に対するカスタマイズされた治療の設計および計画は、Align Technology, Inc.から入手可能なソフトウェア技術等の、コンピュータベースの3次元計画/設計ツールを利用する。アライナの設計は、一連の計画された連続的な歯の配列のコンピュータモデル化に依存することができ、個々のアライナは、歯上に装着され、計画された歯の配列のそれぞれに歯を弾性的に再配置するように設計される。

30

40

【0005】

歯列矯正装置およびシステムはしばしば、所望の歯の移動を引き起こすために、歯の表面上に接着される歯アタッチメントを利用する。装置は、一般に、歯を移動させるために、歯冠に力および/またはトルクを印加し、印加された力は、一般的には、歯の表面または歯の上に位置付けられたアタッチメントに対して垂直である。現在、歯列矯正システムは、一般的には、歯の歯列矯正移動を達成するために、いくつかの一般的または標準的なアタッチメントを使用する。歯の移動が識別されてもよく、次いで、一般的または標準的なアタッチメントが、再配置装置に関連して使用するために選択される。アタッチメントの選択および位置付けは、一般的には、臨床経験に基づいて、または治療専門家の判断で

50

達成される。残念ながら、そのような現在のアプローチは、歯の上の選択されたアタッチメント構成および/または位置付けが、所望の歯の移動を引き起こすよう、最適または十分な力の印加を送達できない場合があるため、場合によっては、成功が限られていることが証明されている。場合によっては、歯に印加された実際の力は、最初に予期された通りではなく、移動の不足、または誤った、および不要な歯の移動をもたらす場合がある。回転に使用される現在の歯アタッチメントは、回転構成要素による移動を受ける全ての患者および歯にとって、同じ形状および位置を有する。歯の個別形態および複合移動により、そのようなアタッチメントの性能は、全ての患者にとって最適ではない場合がある。

【0006】

したがって、歯アタッチメントを使用した歯列矯正治療中に、より効果的な歯移動力を設計して歯に提供し、不要な歯の移動を低減するために、改善された技法および歯列矯正システムが必要とされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第6,450,807号明細書

【特許文献2】米国特許第5,975,893号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、所望の歯の移動を引き起こす、および/または歯を所望の配列に再配置するための、改善された、またはより効果的な歯移動システムを設計し、提供するための歯列矯正システムおよび関連方法を提供する。本発明の方法および歯列矯正システムは、所望の/選択された歯列矯正移動のための力のより最適および/または効果的な印加のために選択または修正される、改善または最適化されたパラメータを有する歯アタッチメントを含む。本発明のアタッチメントは、特定の患者(例えば、患者にカスタマイズされる)、特定の移動、および/または患者の部分群または部分集合に対してカスタマイズし、患者によって装着された歯列矯正用の歯位置決め装置に係合するように構成することができ、アタッチメントと歯列矯正装置との間の係合は、アタッチメントを有する歯への再配置力または力の系列/系統の印加をもたらし、概して、歯の移動を引き起こす。

【0009】

一側面では、本発明は、患者の歯の選択された移動を引き起こすための歯移動システムを設計するための、コンピュータ実装方法を対象とする。方法は、患者の歯のデジタルモデルを受信するステップを含む。選択された歯の移動を引き起こすための所望の力系が決定される。次いで、患者にカスタマイズされたアタッチメントが設計される。アタッチメントは、患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、選択された力系に対応する再配置力を歯に印加するように構成される。アタッチメントは、デジタルモデル、選択された力系、および1つ以上の患者固有の特性に基づいて選択される値を有する、1つ以上のパラメータを含み、それにより、患者の歯への選択された力系の改善された印加を提供する。

【0010】

別の側面では、本発明は、患者によって装着された歯列矯正装置に係合し、患者の歯の選択された移動に対応する再配置力系を歯に印加するように構成される、歯アタッチメントを含む、歯移動システムを生成するための方法を対象とする。方法は、選択された歯の移動を引き起こすよう、患者の歯に印加される所望の力系を決定するステップを含む。第1のアタッチメントが、一群の非カスタムのアタッチメントから選択される。第1のアタッチメントを有し、歯列矯正装置と係合された歯に印加される第1の力系がモデル化される。最適化されたアタッチメントを有し、患者によって装着された歯列矯正装置と係合された歯に印加される第2の力系が、第1の力系よりも密接に所望の力系に対応するように、第1のアタッチメントの1つ以上のパラメータ値を修正することによって、最適化され

10

20

30

40

50

たアタッチメントが生成される。

【0011】

別の側面では、本発明は、患者の歯に歯移動力を送達するための歯列矯正システムを対象とする。歯列矯正システムは、患者にカスタマイズされた歯列矯正アタッチメントを含む。患者にカスタマイズされた歯列矯正アタッチメントは、患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、選択された力系に対応する再配置力系を歯に印加するように構成される。アタッチメントは、選択された力系および1つ以上の患者固有の特性に基づいて修正または選択された値を有する、1つ以上のパラメータを含む。

【0012】

別の側面では、本発明は、患者の歯の選択された移動を引き起こすための1つ以上の歯アタッチメントを備える、歯移動システムを設計するための方法を対象とする。方法は、選択された歯の移動を引き起こすための所望の力系の力またはトルク値を決定するステップを含む。移動が最適化された、または患者にカスタマイズされたアタッチメントが設計される。アタッチメントは、患者によって装着されると歯列矯正装置に係合し、歯に再配置力を印加するように構成される。アタッチメントは、印加された再配置力が所望の力系に実質的に合致するように、決定された力またはトルク値に基づいて修正される、1つ以上のパラメータ値を含む。

10

【0013】

別の側面では、本発明は、歯移動システムを設計するための方法を対象とする。方法は、選択された歯の移動を引き起こすよう、歯に印加される所望の力系に対応する力またはトルク値の範囲を識別するステップを含む。歯の上に配置された第1のアタッチメントが歯列矯正装置と係合されたときに、歯に印加される第1の力またはトルク値がモデル化される。第1のアタッチメントは、係合中に歯に印加される力またはトルクに影響を及ぼすパラメータを有する。第1の力またはトルク値は、値の範囲内にあるものとして識別される。次いで、第2の力またはトルクが、最適化されたアタッチメントを有し、歯列矯正用位置決め装置と係合された歯に印加されるように、第1のアタッチメントの1つ以上のパラメータ値を修正することによって、最適化されたアタッチメントが生成される。第2の力またはトルク値は、第1の力系と比較して値の範囲内で高い、または低く、歯列矯正治療中の歯への力/トルクの印加を最適化するように選択される。

20

【0014】

別の側面では、本発明は、患者の歯の選択された移動を引き起こすためのアタッチメントを設計するための方法を対象とする。方法は、患者の歯列のデジタルモデル上の場所における、歯の上のアタッチメントの初期位置を識別するステップを含む。アタッチメントパラメータが、アタッチメントの初期位置および歯の幾何学形状に基づいて算定される。各アタッチメントパラメータは、歯の選択された移動のための最適な力または最適なトルクに対応する、所定の値の範囲と関連する。算定されたパラメータの少なくとも1つの値が、所定の値の範囲内ではない場合、アタッチメントパラメータの全てが所定の値の範囲内であるように、アタッチメントパラメータおよび歯の上の前記アタッチメントの位置のうちの少なくとも1つが修正される。

30

【図面の簡単な説明】

40

【0015】

【図1A】図1Aは、本発明の実施形態による漸進的位置調節装置とともに顎を図示する。

【図1B】図1Bは、歯冠に係合する装置および位置付けられたアタッチメントの断面図を示す。

【図2A】図2Aは、歯列矯正アタッチメントの方法論に対する従来のアプローチを図示する、フロー図を提供する。

【図2B】図2Bは、本発明の実施形態による、歯列矯正アタッチメントの選択/設計方法論を図示するフロー図を提供する。

【図2C】図2Cは、本発明の実施形態による、アタッチメント最適化プロセスを図示す

50

るフロー図を提供する。

【図2D】図2Dは、本発明の実施形態による、アタッチメントの設計最適化を図示する。

【図3】図3は、本発明の実施形態による、歯列矯正選択/設計方法論を図示する論理フロー図を提供する。

【図4】図4は、本発明の実施形態による、歯軸に関して識別される1つ以上のパラメータを有するアタッチメントを図示する。

【図5】図5は、本発明の実施形態による、歯列の咬合平面に関して識別される1つ以上のパラメータを有するアタッチメントを図示する。

【図6】図6は、本発明の実施形態による、患者の解剖学的または骨格特徴に関して識別される1つ以上のパラメータを有するアタッチメントを図示する。

【図7】図7は、本発明の実施形態による、患者の軟組織特徴に関して識別される1つ以上のパラメータを有するアタッチメントを図示する。

【図8】図8は、本発明の実施形態による、円弧および半径を有するアタッチメントを図示する。

【図9-1】図9A-9Lは、本発明の種々の実施形態による、例示的なアタッチメントを図示する。

【図9-2】図9A-9Lは、本発明の種々の実施形態による、例示的なアタッチメントを図示する。

【図10A】図10Aは、本発明の実施形態による、治療過程を特定するプロセスのフローチャートである。

【図10B】図10Bは、アライナ形状を計算するためのプロセスである。

【図11】図11は、有限要素モデルを作成するためのプロセスのフローチャートである。

【図12】図12は、アライナ形状の変化を計算するためのプロセスのフローチャートである。

【図13A】図13Aは、アライナ形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートである。

【図13B】図13Bは、アライナ形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートである。

【図13C】図13Cは、アライナ形状の変化を計算するためのサブプロセスのフローチャートである。

【図13D】図13Dは、図13Bのサブプロセスの操作を図示する概略図である。

【図14】図14は、複数組のアライナの形状を算定するためのプロセスのフローチャートである。

【図15A】図15A-15Bは、それぞれ、位置付けられた歯科装置を伴う歯の初期位置、および結果として生じる望ましくない力のベクトルを図示する。

【図15B】図15A-15Bは、それぞれ、位置付けられた歯科装置を伴う歯の初期位置、および結果として生じる望ましくない力のベクトルを図示する。

【図15C】図15C-15Dは、それぞれ、歯の周囲の望ましくない力に対抗するための歯科装置への緩和追加、および歯科装置による歯への所定の力の結果として生じる所望の印加を図示する。

【図15D】図15C-15Dは、それぞれ、歯の周囲の望ましくない力に対抗するための歯科装置への緩和追加、および歯科装置による歯への所定の力の結果として生じる所望の印加を図示する。

【図16】図16は、歯科装置と歯との間の間隙を除去するための付加的な形状修正を含む、修正された歯科装置の幾何学形状を図示する。

【図17】図17は、歯科装置の最適化された幾何学形状を図示するフローチャートである。

【図18】図18は、歯科アタッチメントの位置付けを図示するフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図 19】図 19 は、物体の回転軌道に接線方向に力を印加することによる、物体の回転を図示する。

【図 20】図 20 は、その上に形成された歯アタッチメントを伴う歯を図示する。

【図 21】図 21 は、歯を移動させるためのパラメトリック起動アタッチメントを図示する。

【図 22】図 22 は、歯を移動させるためのアタッチメントの起動部を図示する。

【図 23】図 23 は、起動部のクリップ平面を回転させる、起動部とアタッチメントとの間の相互作用を図示する。

【図 24】図 24 は、患者固有のアタッチメントを提供するため、および患者の歯の上にアタッチメントを位置付けるための方法を図示するフロー図である。

【図 25】図 25 は、歯の上のアタッチメントの位置を決定するときに満たされるべきである、位置付け制約を図示する。

【図 26】図 26 は、アタッチメントが臨床歯冠の顔面軸 (FACC) 付近に配置されると十分なトルクを生じる、アタッチメントを設計するためのアルゴリズムで使用される、歯についての異なるパラメータを図示する。

【図 27】図 27 は、能動的アタッチメント表面の異なるパラメータを図示する。

【図 28】図 28 は、歯の上のアタッチメントのクリッピング平面回転の比較を図示する。

【図 29】図 29 は、アタッチメントのクリッピング平面の最適化された回転角度を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本発明は、所望の歯の移動を引き起こす、および/または歯を所望の配列に再配置するための、改善された、またはより効果的な歯移動システムを設計し、提供するための歯列矯正システムおよび関連方法を開示する。本発明の方法および歯列矯正システムは、所望の/選択された歯列矯正移動のためのより最適および/またはより効果的な力の印加のために選択または修正される、改善または最適化されたパラメータを有する、歯アタッチメントを含む。本発明のアタッチメントは、特定の患者(例えば、患者にカスタマイズされる)、特定の移動、および/または患者の部分群または部分集合に対してカスタマイズし、患者によって装着された歯列矯正用の歯位置決め装置に係合するように構成することができ、アタッチメントと歯列矯正装置との間の係合は、アタッチメントを有する歯への再配置力または力の系列/系統の印加をもたらし、概して、歯の移動を引き起こす。

【0017】

本発明の歯列矯正システムは、歯アタッチメントと、患者によって装着されるとアタッチメントに係合する、1つ以上の歯列矯正装置とを含むことができる。例えば、装置の弾力性による力の印加を介して、歯を受容し、再配置する歯受容空洞を有する装置が、概して図 1A に関して図示されている。図示されるように、図 1A は、顎 11 の中の個々の歯の漸進的再配置を達成するために患者によって装着される、1つの例示的な調節装置 10 を示す。装置は、歯を受容し、弾力的に再配置する、歯受容空洞を有するシェル(例えば、ポリマーシェル)を含むことができる。Invisalign(登録商標)Systemで利用されるものを含む、同様の装置が、例えば、米国特許第 6,450,807 号および第 5,975,893 号を含む、Align Technology, Inc. に譲渡された多数の特許および特許出願で、ならびにワールドワイドウェブ上でアクセス可能である企業のウェブサイト(例えば、url「align.com」を基準)上で説明されている。本発明による装置は、以下でさらに説明されるように、患者の歯の上に位置付けられた1つ以上のアタッチメントに係合するように設計することができる。本明細書でさらに説明されるように、歯アタッチメントは、装置が患者によって装着される際に、患者の歯の上で生成されるモーメントを正確に制御するように、患者の歯の上に設計、配向、および/または位置することができる。本明細書で説明されるような歯列矯正治療におけるカスタマイズされた設計および使用は、所望の移動のために、必要な大きさおよび

10

20

30

40

50

方向の力のベクトルをより正確に印加することによって、治療の有効性および臨床結果を有利に改善することができる。説明されるような装置および歯アタッチメントを含む、本発明の歯列矯正システムはさらに、不要な力およびモーメントをより効果的に低減することができる、効率的な力配分機構を提供する。

【0018】

図1Bを基準して、移動力または力の系統を送達するための歯アタッチメントがさらに図示されている。アタッチメントは、歯冠上の歯の表面に連結され、装置が患者によって装着されると、図1Aで図示されるように、歯科装置またはアライナと連結または係合することができる。患者によって装着されると、装置は、起動部、例えば、装置の内部空洞の1つ以上の表面または部分と、歯アタッチメントおよび/または歯冠の対応する表面/部分との間の相互作用/接触により、歯冠およびアタッチメントを係合し、歯の移動を引き起こすための力の系統を印加する。以下でさらに記述されるように、種々の歯の移動を達成することができる。

10

【0019】

以前の出願に記載のように、一組または複数の装置の一部として装置を設計および/または提供することができる、治療計画に従って治療を投与することができる。そのような実施形態では、各装置は、1つ以上の歯受容空洞が、装置に対し意図される中間または最終の歯の配列に対応する幾何学形状を有するように、構成されてもよい。装置幾何学形状は、患者の歯に所望の力または力の系統を印加し、所望の歯の移動を引き起こして、意図された配列に歯を次第に再配置するよう、さらに設計または修正する(例えば、歯アタッチメントと併せて適応または動作するように修正する)ことができる。患者の歯は、患者の歯上に一連の漸進的位置調節装置を配置することによって、その初期の歯の配列から最終の歯の配列へと徐々に再配置される。調節装置は、同一段階において全部、あるいは、例えば、治療のある段階の開始時に、複数組またはバッチで生成することができ、患者は、歯にかかる各装置の圧力をもはや感じることができなくなるまで、各装置を装着する。患者が複数のうちの任意の装置を装着する前に、複数の異なる装置(例えば、一組)を設計し、かつ加工することさえできる。その点では、患者は、いずれの装置も残らなくなるまで、現在の調節装置を一連の次の調節装置に交換する。装置は、概して、歯に固着されておらず、患者は、手技の間、いつでも装置を配置および交換してもよい。最終装置または一連のいくつかの装置は、歯の配列を過剰矯正するように選択された幾何学形状または複数の幾何学形状を有する、すなわち、「最終」として選択された歯の配列を超えて個々の歯を移動させるであろう(完全に達成される場合)幾何学形状を有してもよい。そのような過剰矯正は、再配置方法が終了した後の潜在的な再発を相殺するために所望されてもよく、すなわち、それらのあらかじめ矯正された位置に向かって個々の歯を戻そうとする移動を許容する。また、過剰矯正は、矯正の速度を加速するために有益であってもよく、すなわち、所望の中間または最終位置を超えて位置付けられる幾何学形状を伴う装置を有することによって、個々の歯は、より速く、その位置に向かって偏移されるであろう。そのような場合、装置の使用は、装置によって画定される位置に歯が達する前に終了することができる。

20

30

【0020】

図1Aに図示されるような歯列矯正装置は、装置の歯受容空洞と受容された歯および/またはアタッチメントとの間の各接点において、歯間および/または歯の上に位置付けられたアタッチメントに力を付与する。これらの力のそれぞれの大きさ、および歯の表面上のそれらの分布が、結果として生じる歯の歯列矯正移動の種類を決定する。歯の移動の種類は、従来、押出、貫入、回転、傾斜、並進、および歯根移動として表されている。歯根の移動よりも大きい歯冠の移動は、傾斜と呼ばれる。歯間および歯根の同等な移動は、並進と呼ばれる。歯冠よりも大きい歯根の移動は、歯根移動と呼ばれる。

40

【0021】

例示目的で、3種類の歯の移動を可能な移動の連続の分割として識別することができる。歯の移動は、任意の空間平面内で任意の方向であってもよい。本開示は、3次元空間中

50

の移動を、1次、2次、および3次といった3つの分類に線引きするという歯列矯正の慣例を使用する。

【0022】

選択され、歯に印加される力の大きさ、ならびに力が作用する歯の表面上の場所および分布の適正な選択が、達成される歯の移動の種類を制御にとって重要である。以前から存在していたアタッチメント技術は、個別患者または所望される特定の歯の移動に対して取り付け具をカスタマイズするステップ、または所望の歯の移動を引き起こすように患者の歯に印加される力（例えば、力の集合またはシステム）を最適化または正確に制御するステップを提供しない。

【0023】

アタッチメントを利用する既存の歯列矯正システムおよび方法は、一般的には、歯の歯列矯正移動を達成するために、限定数の一般的または標準的なアタッチメントを利用する。以前から存在していたアプローチによれば、使用される一般的または標準的なアタッチメントは、いずれの予測または力モデル化調査もなく、必要とされる歯の移動の種類に基づいて選択されてもよい（例えば、図2Aを基準）。例えば、歯列矯正の知識または臨床診療が、歯列矯正施術医に、一群の既存の一般的なアタッチメントから特定のアタッチメントを選択させる場合があり、その場合、アタッチメントは、所望の歯の移動により適していることが知られているか、または期待される。しかしながら、そのような特定の選択は、例えば、限定数の選択肢により、患者または歯の移動に合わせた治療の観点で限定され、本明細書で説明されるアタッチメント設計の「カスタマイズ」とは異なる。より一般的には、かつ多くの治療アプローチでは、単一または同じ一般的なアタッチメントの設計/構成が、全ての患者の全ての歯での同じ移動のために使用され、「フリーサイズ」アプローチである。移動のために使用されるアタッチメントの選択は、従来、臨床経験の一般的ガイドラインに基づくか、または治療専門家の判断に基づいていたが、所望の移動を引き起こすために必要とされる力系に対する選択されたアタッチメントの最適化/カスタマイズがほとんど実施されず、選択されたアタッチメントおよび位置によって達成される実際の力系は、例えば、臨床結果の観察によって、使用後に評価された。

【0024】

そのようなものとして、歯科アタッチメントの使用による歯の移動に対する以前のアプローチは、アタッチメントの設計に、生体力学の原則、力のモデル化、および/または予測モデル化を最適に組み込まないという点で、場合によっては欠点を有することが証明されている。したがって、一般的な、またはカスタマイズされていないアタッチメントによって付加された実際の移動力の結果として生じる不確実性が、時として、歯に印加される不十分および/または不適切な力系につながり得ることがあり、それが、誤った、または不要な歯の移動をもたらす得る。本発明は、所望の歯の移動のために、アタッチメントの幾何学形状およびアタッチメントの位置付け等の種々のアタッチメントパラメータが、所望/特定の移動のために最適化されることを有利に定めている。この最適化プロセスは、所望の歯の移動に基づくだけでなく、アタッチメントの特性を決定する際に、生体力学の原則、生体力学および力の試験および/またはモデル化、および移動させられる特定の歯の特性を組み込むことができる。移動させられる個別患者の特定の歯の特性に基づいて、さらなるカスタマイズを達成することができる。図2Bは、概して、アタッチメントの設計最適化のプロセスを図示する。アタッチメント設計のカスタマイズはさらに、歯のサイズ、幅、輪郭、長さ、長軸、および同等物等の、個別患者（または患者群）の歯の特性を組み込むか、または考慮することにより達成することができる。図2Bで図示されるように、本発明は、所望の歯の移動を識別するステップと、所望の歯の移動を引き起こすために必要とされる力系または一連の印加された力を決定するステップと、所望の歯の移動のために、識別された力系または実質的に同様の力系を患者の歯に送達するように最適化されるアタッチメントを設計するステップと、とを含むことができる。本明細書でさらに記載されるように、アタッチメント設計および最適化は、選択されたアタッチメントを用いて歯に印加される力系をモデル化または予測するステップを含んでもよく、かつ

10

20

30

40

50

1つ以上のアタッチメントパラメータのさらなる修正または調節を含んでもよい。一実施形態では、方法は、最初にアタッチメントの設計を選択するステップと、次いで、アタッチメントの歯列矯正使用によって歯に印加される力系を決定するステップと、さらに、予測された力系が所望の歯の移動を引き起こすために好適であるか否かを決定するステップとを含んでもよい。

【0025】

本発明にしたがって選択/修正することができる値を有する、アタッチメントパラメータは、修正された場合、歯列矯正治療中に、アタッチメントが配置される患者の歯に印加される力またはトルクを生じさせる、アタッチメントの任意のパラメータまたは特徴を含む。一般的に言えば、アタッチメントパラメータの非限定的実施例は、全体または部分的に、アタッチメント、幾何学形状、形状、サイズ決定、組成、位置付け、および同等物を含むか、または関することができる。アタッチメントパラメータ値は、最適化（例えば、選択された移動最適化）および/または患者カスタマイズのために選択または修正することができる。患者カスタマイズとは、治療を受けている個別患者の特定の特徴または特性、または場合によって、特定かつ略限定部類の患者に応じた、アタッチメントパラメータ値の選択または修正を指す。種々の患者特性を、本発明に従って含み、考慮することができる、かつ歯の移動または歯列矯正治療を達成することができる、患者の任意の特性を含む。非限定的な患者固有の特性は、歯の形状、形態特徴、歯または表面の配向、相互または咀嚼系の他の部分との歯の関係、歯根の特性、歯の移動経路、衝突等の治療計画の考慮事項等を含む。患者特性はさらに、年齢、性別、人種、種々の生活様式の考慮事項、栄養、歯科衛生、および同等物等の、より一般的な特性を含んでもよい。

10

20

【0026】

一側面では、本発明は、改良型アタッチメント、ならびに、これらのアタッチメントのパラメータ（例えば、幾何学的パラメータ）、およびアタッチメントによって歯に送達される力系の改善された制御を提供する、これらのパラメータの値を決定するための方法を提供する。歯への正しい適切な力系の印加は、正確な制御された歯の歯列矯正移動をもたらし、歯列矯正治療の改良とみなされる。治療目標をより成功裏に達成し、より短い治療時間を実現することができ、増大した患者満足につながる。一実施形態では、発明の方法は、特定の歯の所望の移動を達成するために必要とされるような、アタッチメントの表面の場所および配向を考慮する、アタッチメントの設計を最適化する。

30

【0027】

上記のように、装置またはアライナは、歯を包囲する歯周組織および骨構造の生物学的反応を引き起こすように、力、力のモーメント、および歯への連結のモーメントから成る力の系列または系統（力系）を印加することによって、歯の移動を達成する。異なる力系は、傾斜、並進、歯根移動等といった、異なる種類の歯の移動をもたらす。場合によって、アライナ単独では、所望の歯の移動を達成するために必要な力系を送達することができない。歯列矯正分野では一般的にアタッチメントと呼ばれる、ある量の材料または構造を、適切な力系を歯に送達するのにアライナを補助するように歯に接着することができる。最先端のアタッチメントは、特定の歯の移動が所望されるときに用いられる、固定幾何学形状である。しかしながら、移動を改善するようにアライナと対合されたアタッチメントの選択は、歴史的に臨床観察のみから決定されており、場合によっては、限定された臨床成功、および歯への力系送達器の正確な臨床制御の不足を実証している。本発明による方法およびシステムは、生体力学的原則、歯の形態、アタッチメントの場所、アタッチメントの配向、およびアライナ間の係合の確率を含む、歯への正確な力系の付与に有意な影響を及ぼし得る種々の因子を有利に考慮し、対処する。本発明は、特定の歯の特定の移動のためにアライナとともに使用されるアタッチメントの最適な設計を決定し、特定の歯および特定の所望の移動のために決定される特定のアタッチメントの特性に適應するために、これらの入力を使用する。したがって、現在のアタッチメントおよび歯列矯正システムは、特定の歯および特定の移動のために、最適化ならびにカスタマイズされた個別アタッチメントを提供する。

40

50

【0028】

図2Cは、本発明の実施形態による、アタッチメント最適化プロセスを図示する。プロセスは、治療または力印加シミュレーション環境を提供または作成するステップを含む。シミュレーション環境は、例えば、コンピュータモデル化システム、生体力学的システムまたは装置、および同等物を含むことができる。1つ以上のライナ形状またはアタッチメント設計候補を、試験または力のモデル化のために選択することができる。上記のように、所望の歯の移動、ならびに所望の歯の移動を引き起こすために要求または所望される力系を識別することができる。シミュレーション環境を使用して、アタッチメント候補の使用に起因する実際の力系の決定のために、アタッチメント形状候補を解析またはモデル化することができる。1つ以上の修正を選択的にアタッチメント候補に行うことができ、説明されるように、力モデリングをさらに解析することができる。

10

【0029】

図2Dは、本発明の実施形態による、アタッチメントの力モデリングおよび設計最適化を図示する。上記のように、所望の歯の移動、および所望の歯の移動を引き起こすために要求または所望される力系（あるいは歯の移動力またはトルクの値の範囲）を識別することができる。1つ以上のアタッチメント設計（例えば、形状A-F）を、対応する印加された力系の解析のために選択することができる。アタッチメント設計の識別は、識別された範囲または所望の範囲に入る歯の移動力の印加を有する。アタッチメント設計は、さらに修正することができ、例えば、所望の力系を印加するための修正またはさらなる最適化のための、1つ以上のアタッチメントパラメータ値の修正である。

20

【0030】

一実施形態では、アタッチメントは、識別された範囲外にある力またはトルク値を有するものとして識別されてもよく、最適化されたアタッチメントを生成するステップは、識別された範囲内のアタッチメントの力またはトルク値をもたらすよう、アタッチメントの1つ以上のパラメータ値を修正するステップを含むことができる。別の実施形態では、方法は、識別された範囲内に入る力/トルクを伴うアタッチメントの識別を含んでもよく、その後、修正または最適化されたアタッチメントの力/トルクが、所望の範囲の異なる部分内に入るように達成される、パラメータ値の修正が続く。例えば、アタッチメントは、所望の範囲内でより高い力/トルク値を提供するよう、アタッチメントを最適化するように選択された修正により、所望の範囲のより低い部分で力/トルク値を有するものとして識別されてもよい。例えば、図2Dの形状F'およびF''と比較した形状Fを基準されたい。

30

【0031】

図3を基準して、本発明による、患者の歯の所望の移動を引き起こすための1つ以上の最適化および/またはカスタマイズされたアタッチメントを含む、歯移動システムを設計する方法が説明されている。所望の歯の移動を、歯列矯正治療のために識別することができる。歯科矯正で一般的に使用される知識およびアプローチを含む、生体力学的原則、モデル化技法、力の計算/測定技法、および同等物が、歯の移動を達成するように歯に印加される適切な力系を画定してもよい。印加される力系を決定する際に、本明細書でさらに説明される方法を含む、文献、実験または仮想モデル化によって決定される力系、コンピュータベースのモデル化、臨床経験、不要な力の最小化等を含む、ソースが考慮されてもよい。決定の結果は、歯に印加される所望の力系である。一群のパラメータによって、初期アタッチメント幾何学形状を仮定し、表すことができる。次いで、この初期幾何学形状によって生成される力系は、コンピュータモデル化によって決定されるか、または直接測定されてもよい。力系は、歯の軸または任意の歯科特性等の基準点に関して画定されてもよい。歯の形態および表面配向が、アタッチメント設計を決定するときに考慮されてもよい。歯の表面は、一般的なアタッチメント形状が歯の表面に接着されたときに、力が正しく方向付けられないような配向を有する場合がある。次いで、パラメトリックアタッチメントの表面配向は、歯の表面配向を補うように変更され、力は、より好都合な方向に向け直される。歯の上のアタッチメントの場所も、最適な力系を生じる位置を決定するように

40

50

変更されてもよい。軸の周囲の回転または線形移動等の配向も、力系を最適化するように変更されてもよい。次いで、アタッチメントによって生成される力系を決定するのに重要な各パラメータが、臨床的に関連する値以内で増分され、最適な設計が識別されてもよい。

【0032】

図3は、本発明のアタッチメントの最適化および/またはカスタマイズのための歯列矯正選択/設計方法論の実施形態を図示する、論理フロー図を図示する。

【0033】

アタッチメントを画定し、所望の力系を生成する組み合わせを決定するように増分される値を有してもよい、パラメータは、表面積、表面配向、歯の上の場所、サイズ(長さ、深さ、高さ)、アタッチメントが歯の表面から出ている距離として画定される突出を含む。アタッチメントの幾何学形状、配向、および場所を画定するパラメータは、歯または任意の解剖学的特徴に関して基準されてもよく、または任意の基準がこれらから画定されてもよい。アタッチメントパラメータは、例えば、FACC軸(臨床歯冠の顔面軸)、1つ以上の歯軸、歯の基準平面を含む任意の基準平面、咬合、骨格、または軟組織に対して画定されてもよい。アタッチメントのパラメータは、複数の多重根歯の任意の軸に対して画定されてもよい。

10

【0034】

湾曲部分から成るアタッチメントについて、アタッチメントの場所および配向を画定するパラメータは、上記で示されるものに加えて、曲率、円弧、半径、接線方向、主軸および短軸、または全体的な形状を画定するのに使用される任意の他の特性を含んでもよい。所望の移動は、適切なときに2次元空間中で画定され、1次、2次、または3次の押出、貫入、回転、勾配、出入、傾斜、トルク等の一般的な歯列矯正技術によって指定されてもよい。弓形の平面内の歯科移動が、1次として表される。咬合平面に対して垂直な軸の周囲での回転が、実施例である。弓形に沿った歯科移動が、2次として表される。近遠心根端が、2次移動の実施例である。弓形の周囲の歯科移動が、3次として表される。前根トルクが、3次移動の実施例である。

20

【0035】

図4に示される一実施形態では、所望の/選択された2次元移動は押出であり、力系を最適化するアタッチメントのパラメータが、歯の長軸に対して基準される。所望の力系は、歯の長軸に平行な力であることが決定される。臨床歯冠上のFACC点に配置された長方形のアタッチメントは、最適な力系を生成しない。開示された発明は、長軸と、その上にアタッチメントが接着される歯の表面の方向との間の角度の変動を補うように変化する、アタッチメントのパラメータを決定する。力系を最適化または改善するアタッチメントの一正面の配向が、長軸に対して示されている。開示された発明は、力系を最適化または改善するときに歯の表面形態を補うように変化するパラメータの決定を含む。

30

【0036】

所望の歯の移動、力、ならびにアタッチメントパラメータが、種々の解剖学的特徴に関して画定されてもよい。図5で図示されるように、例えば、パラメータは、歯列の咬合平面に関して画定される。図6で図示されるように、例えば、パラメータは、骨格の特徴に関して画定される。図7で図示されるように、例えば、パラメータは、患者の軟組織の側面または特徴に関して画定される。

40

【0037】

開示された発明の付加的な利点としては、カスタマイズまたは最適化されたアタッチメントが、臨床的誤差に対して感受性が低く設計されてもよく、つまり、場所または製造精度が損なわれたときに力系が大幅に変化しない、「より寛大な」アタッチメントである。さらに、1つ以上のパラメータが増分的に変化させられてもよい。所望の力系(または力系の特定の構成要素)にほとんど影響を及ぼさない、値の範囲にわたるパラメータの変動が、使用中の最大変動または不正確性を可能にする。

【0038】

50

本発明の別の利点は、アタッチメントと装置との間の所望の係合の確率を最適化または改善するステップを含む。装置またはライナは、一般的には、全てのアタッチメント形状にうまく係合する（例えば、接触する）わけではない。本発明に従って最適化されるアタッチメント設計は、再現可能な方法でライナに係合し、つまり、アタッチメント上へのライナの複数の挿入時に、係合の最小の変動が生成されるか、または全く生成されない。したがって、複数のアタッチメント/ライナ係合が、実質的に同じ力系を生じさせる。そのような再現可能な係合は、実現されているより効果的な歯の移動を有利に提供することができる。以前の段落で説明される手段によって、改良型または最適な設計が決定される。

【0039】

図8は、円弧および半径を有するアタッチメントを図示する。図9Aから9Lは、例示的な歯アタッチメントを図示する。図9A-9Cは、歯の回転移動（例えば、犬歯の回転）のために最適化されたアタッチメントを図示する。図9Dおよび9Eは、歯の回転移動（例えば、小白歯の回転）のために選択され、位置付けられたアタッチメントを図示する。図9Fおよび9Gは、歯の押出移動（例えば、前方押出）のために最適化されたアタッチメント（例えば、歯肉に対して斜角である）を図示する。図9Hから9Jは、貫入移動（例えば、小白歯回転がない前方貫入、および小白歯回転を加えた前方貫入）のために位置付けられた、切歯に対して水平に斜角（図9Hおよび9I）および垂直長方形（図9J）を含む、アタッチメントを図示する。図9Kは、下顎切歯摘出のために選択され、位置付けられたアタッチメント（例えば、摘出部位に隣接する2つの歯の上に配置を伴う、垂直長方形アタッチメント）を図示する。図9Lは、小白歯摘出のために選択され、位置付けられたアタッチメント（例えば、摘出部位の遠位にある2つの歯および摘出部位の近位にある1つの歯の上の配置を伴う、垂直長方形）を図示する。

【0040】

上記で説明されるように、患者の歯は、概して、治療計画に従って次第に位置付けられる。治療計画設計、ならびに装置設計および製造のための例示的な方法を、以下でさらに説明する。一般的には、装置および/または治療計画設計は、必ずしもではないが、選択的に、種々のコンピュータベースのアプリケーションを使用して達成することができる。装置設計および製造は、いずれの特定の方法にも限定されず、種々のコンピュータおよび非コンピュータベースの方法論を含むことができると認識されるであろう。

【0041】

本発明の一実施形態による、治療計画を説明する。患者データを収集し、解析することができ、具体的な治療ステップを特定および/または処方することができる。一実施形態では、治療計画を生成し、検討のために歯科施術医に提案することができる。歯科施術医は、治療計画の修正を受理または要求することができる。いったん治療計画が承認されると、装置の製造を開始できる。現在では、とりわけ、Align Technology, Inc. のソフトウェアまたはeModelsおよびOrthoCADから入手可能な他のソフトウェア等の、3次元歯科矯正治療計画ツールによるデジタル治療計画が可能である。これらの技術は、臨床医が、治療計画をカスタマイズするための始点として、実際の患者の歯列を使用することを可能にする。Align Technology, Inc. のソフトウェア技術は、治療計画を企てるために患者固有のデジタルモデルを使用し、次いで、2003年8月21日出願の米国特許出願第10/640,439号、および2002年8月22日出願の米国特許出願第10/225,889号で論議されるように、元のデジタル治療計画と比較して、成果の成功の程度を評価するために、達成された、または実際の治療成果のスキャンを使用する。

【0042】

図10Aは、治療計画を生成するか、または患者の歯列矯正治療のための再配置装置を画定し、生成するための例示的なプロセス100の一般的フローを図示する。プロセス100は、本明細書でさらに説明されるように、最適化および/またはカスタマイズされたアタッチメント、およびその設計を組み込むことができる。プロセス100は、方法を含

10

20

30

40

50

み、説明されるように、本発明の最適化および/またはカスタマイズされたアタッチメントおよび装置に好適である。プロセスの算定ステップは、1つ以上の従来のデジタルコンピュータ上で実行するためのコンピュータプログラムモジュールとして有利に実装される。

【0043】

最初のステップとして、患者の歯または口の組織の金型またはスキャンが取得される（ステップ110）。このステップは、概して、患者の歯および歯茎の型を取るステップを伴い、加えて、または代替として、ろうで咬合を取ること、直接接触走査、X線撮影、断層撮影、超音波撮影、および歯、顎、歯茎、および他の歯列矯正に関連する組織の位置および構造に関する情報を取得するための他の技法を伴ってもよい。そのように取得されたデータから、患者の歯および他の組織の初期（つまり、治療前）配列を表す、デジタルデータセットが導出される。

10

【0044】

走査動作からの未加工データおよび未加工データから導出された表面モデルを表すデータの両方を含んでもよい、初期デジタルデータセットが、相互から組織成分を分けるように処理される（ステップ120）。具体的には、このステップでは、個々の歯冠を表すデータ構造が生成される。有利なことには、測定または推定された隠れた表面および歯根構造、ならびに周辺の骨および軟組織を含む、歯全体のデジタルモデルが生成される。

【0045】

歯の所望の最終位置、つまり、歯列矯正治療または歯列矯正治療の段階の所望の意図された最終結果は、処方箋の形態で臨床医から受容することができる、基本的な歯列矯正原則から計算することができる、または臨床処方箋から計算上推定することができる（ステップ130）。歯の所望の最終位置の仕様および歯自体のデジタル表現により、治療の所望の終了時に歯の完全モデルを形成するように、各歯の最終位置および表面の幾何学形状を特定することができる（ステップ140）。概して、このステップでは、あらゆる歯の位置が特定される。このステップの結果は、歯列矯正治療の所望の段階のための推定される安定組織に対するモデル化された歯の歯列矯正上の正しい再配置を表す、一式のデジタルデータ構造であってもよい。歯および組織は、両方ともデジタルデータとして表される。

20

【0046】

各歯の開始位置および最終位置を有して、プロセスは次に、各歯の運動のための歯の経路を画定する（ステップ150）。一実施形態では、初期位置から所望の最終位置へ歯を持って行く最小量の往復による、最速の様式で、歯が移動させられるように、歯の経路が全体で最適化される。往復は、所望の最終位置に直接向かう以外の任意の方向への歯の任意の運動である。往復は、時には、歯が相互を通過することを可能にするために必要である。歯の経路は区分化される。区分は、区分内の各歯の運動が、線形および回転並進の閾値限界内にとどまるように計算される。このようにして、各経路区分の終点は、臨床的に実行可能な再配置を構成することができ、区分終点の集合は、1つの点から次の点への順次の移動が歯の衝突をもたらさないように、臨床的に実行可能な一連の歯の位置を構成する。

30

40

【0047】

1つの実装では、使用される装置の本質に基づくデフォルト値を伴って、線形および回転並進の閾値限界が初期化される。患者固有のデータを使用して、より個別に調整された限界値を計算することができる。1つ以上の歯の経路に沿った1つ以上の点において、歯および組織の当時存在した構成上で装置によって生成することができる力が、1つ以上の歯の経路区分によって表される再配置を達成することができないことを決定してもよい、装置計算の結果に基づいて、限界値を更新することもできる（ステップ170）。この情報により、区分化された経路を画定するサブプロセス（ステップ150）は、経路または影響を受けたサブ経路を再計算することができる。

【0048】

50

プロセスの種々の段階で、具体的には、区分化された経路が画定された後に、プロセスは、患者の治療に責任がある臨床医と相互作用することができ、概して、相互作用するであろう(ステップ160)。臨床医相互作用は、プロセス100の他のステップが実装されるサーバコンピュータまたはプロセスから、歯の位置およびモデル、ならびに経路情報を受容するようにプログラムされる、クライアントプロセスを使用して実装することができる。クライアントプロセスは、臨床医が位置および経路の動画を表示することを可能にするように、および臨床医が歯のうちの1つ以上の最終位置をリセットすること、および区分化された経路に適用される制約を特定することを可能にするように、有利にプログラムされる。臨床医が任意のそのような変更を行う場合、区分化された経路を画定するサブプロセス(ステップ150)が再び実施される。

10

【0049】

区分化された歯の経路および関連する歯の位置データは、経路区分によって特定されるステップにおいて、画定された治療経路上で歯を移動させる、臨床的に容認可能な装置構成(または装置構成の連続変化)を計算するために使用される(ステップ170)。各装置構成は、患者に対する治療経路に沿ったステップを表す。ステップは、各離散位置が、先行する離散ステップによって達成される、歯の位置からの直線の歯の移動または単純な回転に従うことができるように、かつ、各ステップで必要とされる再配置の量が、患者の歯列への歯列矯正上の最適な力の量を伴うように、画定され、計算される。経路画定ステップと同様に、この装置計算ステップは、臨床医との相互作用および反復相互作用さえ含むことができる(ステップ160)。このステップを実装するプロセスステップの動作200を、図10Bを基準して、以下でより完全に説明する。

20

【0050】

装置の画定を計算すると、プロセス100は、プロセスによって画定される装置が製造される、あるいは、装置構成または装置構成の変更を画定するために手動または自動プロセスによって使用することができる、電子または印刷情報が生成される、製造ステップ(ステップ180)に進むことができる。

【0051】

図10Bは、上記の米国特許第5,975,893号で説明されている種類のポリマーシェルライナに対する装置計算ステップ(図6A、ステップ170)を実装する、プロセス200を図示する。プロセスへの入力は、初期ライナ形状202、種々の制御パラメータ204、および現在の治療経路区分の終了206時の所望の最終構成を含む。他の入力は、顎の中の適所における歯のデジタルモデル、顎組織のモデル、アタッチメントの配置および構成、ならびに初期ライナ形状およびライナ材料の仕様を含む。入力データを使用して、プロセスは、ライナが歯の上の適所にある状態で、ライナ、アタッチメント、歯、および組織の有限要素モデルを作成する(ステップ210)。次に、プロセスは、ライナ、歯、組織等の複合有限要素モデルに有限要素解析を適用する(ステップ220)。解析は終了状態に到達するまで実行され、その時に、プロセスは、歯が、現在の経路区分に対する所望の最終位置、または所望の最終位置に十分近い位置に到達しているか否かを評価する(ステップ230)。容認可能な最終位置が歯によって達成されなければ、プロセスは、新しいライナ形状候補を計算する(ステップ240)。容認可能な最終位置に到達した場合、有限要素解析によって計算される歯の運動が、歯列矯正上容認可能であるか否かを決定するために評価される(ステップ232)。もしそうでなければ、プロセスはまた、続けて新しいライナ形状候補を計算する(ステップ240)。運動が歯列矯正上容認可能であり、歯が容認可能な位置に到達している場合、現在のライナ形状が以前に計算されたライナ形状と比較される。現在の形状が、今までのところ最善の解決策である場合(ステップ250)、今までのところ最善の候補として保存される(ステップ260)。もしそうでなければ、オプションのステップにおいて可能な中間結果として保存される(ステップ252)。現在のライナ形状が、今までのところ最善の候補である場合、プロセスは、それが容認されるほど十分に良好であるか否かを決定する(ステップ270)。もしそうであれば、プロセスが終了する。そうでなければ、プロセス

30

40

50

が継続し、解析のために別の形状候補を計算する（ステップ240）。

【0052】

有限要素モデルは、種々のベンダーから入手可能なコンピュータプログラムアプリケーションソフトウェアを使用して作成することができる。立体幾何学形状モデルを作成するために、Autodesk, Inc. (San Rafael, Calif.) から入手可能なAutoCAD（登録商標）ソフトウェア製品等の、コンピュータ支援エンジニアリング（CAE）またはコンピュータ支援設計（CAD）プログラムを使用することができる。有限要素モデルを作成し、それらを解析するために、CADSI (Coralville, Iowa) から入手可能なPolyFEM製品、Parametric Technology Corporation (Waltham, Mass.) から入手可能なPro/Mechanicaシミュレーションソフトウェア、Structural Dynamics Research Corporation (SDRC) (Cincinnati, Ohio) から入手可能なI-DEAS設計ソフトウェア製品、およびMacNeal-Schwendler Corporation (Los Angeles, Calif.) から入手可能なMSC/NASTRAN製品を含む、いくつかのベンダーからの製品を使用することができる。

10

【0053】

図11は、プロセス200（図10B）のステップ210を実施するために使用することができる、有限要素モデルを作成するためのプロセス300を示す。モデル作成プロセス300への入力は、歯および組織を説明する入力データ302と、アライナを説明する入力データ304とを含む。歯を説明する入力データ302は、歯のデジタルモデル、入手可能であれば硬組織のデジタルモデル、これらの組織の具体的なモデルの非存在下で、歯が埋め込まれ、歯が接続されている基質組織をモデル化する高粘性流体の形状および粘度仕様、およびモデル要素の不動境界を特定する境界条件を含む。1つの実装では、モデル要素は、歯のモデル、高粘性埋め込み基質流体のモデル、およびモデル化された流体が保持される剛体容器を実質的に画定する境界条件のみを含む。流体特性は、例えば、年齢の関数として、患者群によって異なる場合があることに留意されたい。

20

【0054】

歯および組織の初期構成の有限要素モデルが作成され（ステップ310）、以降のプロセスの反復で再利用するために、選択的にキャッシュに格納される（ステップ320）。歯および組織で行われたように、ポリマーシェルアライナの有限要素モデルが作成される（ステップ330）。このモデルの入力データは、アライナが作製される材料およびアライナの形状を特定するデータ（データ入力304）を含み、選択的に、アタッチメント情報をさらに含んでもよい。

30

【0055】

次いで、モデルアライナが、モデル顎の中のモデル化された歯の上に配置し、適所のアライナの複合モデルを作成するように計算上操作される（ステップ340）。選択的に、歯に取り付けられた任意のハードウェアを含む、歯の上に嵌合するようにアライナを変形させるために必要とされる力が算定され、特定のアライナ構成の容認性を測定する際に性能指数として使用される。選択的に、使用される歯の位置は、前治療ステップおよび他の患者情報に基づく確率モデルから推定される。しかしながら、より単純な代替案では、アライナの変形は、歯の上に嵌合するのに十分大きくするために、その内側に十分な力を印加し、複合モデルにおけるモデル歯の上にモデルアライナを配置し、モデル歯および組織の状態を無限に剛体に設定し、モデルアライナが固定された歯の上で適所に弛緩することを可能にすることによってモデル化される。複合モデルの解決策を見つけ、歪んだアライナの影響下での歯の移動を算定するために、有限要素解析が開始される前に、アライナモデルがモデル歯の上で正しい初期構成を達成するように、アライナおよび歯の表面が、この段階で摩擦を伴わずに相互作用するようにモデル化される。

40

【0056】

図12は、プロセス200（図10B）のステップ240で、アライナ計算で使用する

50

ことができる、次のアライナの形状を計算するためのプロセス400を示す。次のアライナ形状候補を計算するために、種々の入力を使用される。これらは、複合モデルの有限要素解析解決策によって生成されたデータの入力402、および現在の歯の経路によって画定されるデータ404を含む。有限要素解析から導出されたデータ402は、歯のシミュレートされた再配置が行われた実際の経過時間の量と、解析によって計算された実際の最終の歯の位置と、各歯に印加された最大の線形およびねじり力と、各歯の最大の線形および角速度とを含む。入力経路情報から、入力データ404は、現在の経路区分にとっての最初の歯の位置と、現在の経路区分の終了時の所望の歯の位置と、各歯の最大許容変位速度と、各歯にとっての各種類の最大許容力とを含む。

【0057】

以前に評価されたアライナが1つ以上の制約に違反すると分かった場合、選択的に、付加的な入力データ406をプロセス400によって使用することができる。このデータ406は、以前に評価されたアライナによって違反された制約、および以前に評価されたアライナの任意の識別された準最適性能を識別する、情報を含むことができる。加えて、以前の歯科デバイスによって違反された制約、および以前の歯科デバイスの準最適性能に関する入力データ408を、プロセス400によって使用することができる。

【0058】

初期入力データを受信すると(ステップ420)、プロセスは、モデルにおいて移動可能な歯で反復する(歯のうちのいくつかが不動として識別され、かつ不動となるように高速されてもよい)。以前に選択されたアライナによる、現在選択されている歯の最終位置および運動の動態が容認可能である場合(ステップ440における「はい」の分岐)、プロセスは、全ての歯が考慮されるまで(ステップ430からステップ470までの「終了」分岐)、次の歯を考慮するために選択すること(ステップ430)によって継続する。そうでなければ(ステップ440における「いいえ」の分岐)、アライナの変化が、現在選択されている歯の領域で計算される(ステップ450)。次いで、プロセスは、説明されているように、次の現在の歯を選択する(ステップ430)ように戻る。

【0059】

歯の全てが考慮されると、アライナに行われた全体的な変更が、以前に画定された制約に対して評価され(ステップ470)、その実施例はすでに記述されている。制約は、製造可能性等の種々のさらなる考慮事項を基準して、画定することができる。例えば、制約は、アライナ材料の最大または最小厚さを設定するように、または歯冠上のアライナの最大または最小被覆率を設定するように画定することができる。アライナ制約が満たされた場合、新しいアライナ形状を画定するように変更が適用される(ステップ490)。そうでなければ、アライナの変更は、制約を満たすように訂正され(ステップ480)、訂正された変更は、新しいアライナ形状を画定するように適用される(ステップ490)。

【0060】

図13Aは、現在の歯の領域中のアライナの変化を算定するためのステップ(図12のステップ450)の1つの実装を図示する。この実装では、以前に説明された入力データ(入力454)および規則の規則ベース452の中の一式の規則452a-452nを処理するために、規則ベースの推論エンジン456が使用される。推論エンジン456および規則452は、事実入力データに適用されると、現在の歯の領域中のアライナに行われる変更(出力458)を特定する、一式の出力結論を生成する、プロダクションシステムを画定する。

【0061】

規則452a...452nは、条件を定義する「もし」の部分、および条件が満たされた場合にアサートされる結論または動作を定義する「その結果」の部分といった、従来の二部形式を有する。条件は単純となり得るか、または複数のアサーションの複雑な接合または離接となり得る。アライナに行われる変更を定義する、例示的な一式の規則は、歯の運動が速すぎる場合、所望の運動の方向とは反対に、駆動材料をアライナに追加する、歯の運動が遅すぎる場合、歯の位置を過剰矯正する駆動材料を追加する、歯が所望の最終

10

20

30

40

50

位置に極端に達していない場合、過剰矯正する材料を追加する、歯が所望の最終位置を極端に過ぎて移動させられた場合、アライナを硬化する材料を追加し、そこで歯がアライナに触れるように移動する、最大量の駆動材料が追加されている場合、歯の再配置を過剰矯正する材料を追加し、駆動材料を追加しない、ならびに、歯の運動が所望の方向以外の方向である場合、歯を向け直すよう材料を除去および追加する、といったことを含む。

【0062】

図13Bおよび13Cに図示された代替実施形態では、漸進的差異よりもむしろ、アライナの絶対構成が算定される。図13Bに示されるように、プロセス460は、現在の歯の領域中でのアライナの絶対構成を算定する。すでに説明されている入力データを使用して、プロセスは、現在の歯の所望の最終位置と達成された最終位置との間の差異を算定する(ステップ462)。基準点として、歯肉組織の水準との歯の中心線の交差点を使用して、プロセスは、運動の6つの自由度全て、すなわち、並進の3つの程度および回転の3つの程度における、差異のコンプリメント(complement)を算定する(ステップ464)。次に、モデル歯は、補完差異の量だけ、その所望の最終位置から変位させられ(ステップ466)、それは図13Bで図示される。

10

【0063】

図13Dは、例示的なモデル歯62上の例示的なモデルアライナ60の平面図を示す。歯は、その所望の最終位置にあり、アライナ形状は、この最終位置における歯によって画定される。有限要素解析によって計算された歯の実際の運動は、所望の位置62よりもむしろ位置64に歯を配置するものとして図示される。算定された最終位置のコンプリメントが、位置66として図示される。プロセス460(図13B)の次のステップは、先行ステップ(ステップ466)で計算された、変位させられたモデル歯の位置によって、このプロセスの反復において現在の歯の領域中でアライナを画定する(ステップ468)。現在の歯の領域中のこの算定されたアライナ構成は、位置66における再配置されたモデル歯によって画定される形状68として、図13Dで図示されている。

20

【0064】

規則452(図13A)として実装することもできる、プロセス460のさらなるステップが、図13Cに示されている。その中心軸の方向に、現在の歯を移動させるために、アライナのその領域を画定するモデル歯のサイズ、または歯に対してアライナにおいて許容された余地の量は、プロセスが歯を移動させることを決定した領域から離れて、小さく

30

【0065】

図14で示されるように、治療経路におけるステップのためにアライナの形状を算定するプロセス200(図10B)は、一連のアライナの形状を算定するプロセス600における1つのステップである。このプロセス600は、初期データ、制御、および制約値が取得される、初期化ステップ602から始まる。

【0066】

治療経路の各ステップまたは区分に対してアライナ構成が見出されると(ステップ604)、プロセス600は、アライナの全てが容認可能であるかを決定する(ステップ606)。もしそうであれば、プロセスは完了である。そうでなければ、プロセスは、選択的に、一式の容認可能なアライナを計算しようとして、一式のステップ610を行う。第1に、アライナへの制約のうち1つ以上が緩和される(ステップ612)。次いで、容認不可能なアライナを伴う各経路区分について、アライナを成形するプロセス200(図10B)が、新しい制約を用いて実施される(ステップ614)。ここで全てのアライナが容認可能であれば、プロセス600は終了する(ステップ616)。

40

【0067】

アライナは、そのうちのいくつかがプロセスによって対処される、種々の理由で容認可能となる場合がある。例えば、不可能な移動が要求された場合(ステップ620)、つまり、いずれの規則または調節も利用可能ではない運動を達成するために形状計算プロセス200(図10B)が要求された場合、プロセス600は続けて、必要な運動を達成する

50

ように力を印加することができる対象歯へのハードウェアアタッチメントの構成を計算する、モジュールを実行する（ステップ640）。ハードウェアを追加することにより、局所以上の影響を及ぼすことができるため、ハードウェアがモデルに追加されると、プロセス600の外側ループが再び実行される（ステップ642）。

【0068】

いずれの不可能な移動も要求されなかった場合（ステップ620からの「いいえ」の分岐）、プロセスは、経路画定プロセス（図10Aのステップ150等）に制御を移行し、容認不可能なアライナを有する治療経路の部分を再画定する（ステップ630）。このステップは、歯の運動の増分を変更するステップ、すなわち、治療経路上の区分化を変更するステップ、治療経路において1つ以上の歯によって辿られる経路を変更するステップ、または両方を含むことができる。治療経路が再画定された後、プロセスの外側ループが再び実行される（ステップ632）。再計算は、治療経路の再画定された部分上のアライナのみを再計算することに、有利に限定される。ここで全てのアライナが容認可能であれば、プロセスは終了する（ステップ634）。容認不可能なアライナが依然として残っている場合、容認可能な一式のアライナが見つかるか、または反復限界を超えるまで、プロセスを繰り返すことができる（ステップ650）。この時点で、ならびに、付加的なハードウェアの算定（ステップ640）等の、本明細書で説明されるプロセスにおける他の時点で、プロセスは、支援を要求するように、臨床医および技術者等の人間の操作者と相互作用することができる（ステップ652）。操作者が提供する支援は、歯または骨に取り付けられる好適なアタッチメントを画定または選択すること、治療経路の1つ以上の区分のための必要な力を提供するように、追加弾性素を画定すること、歯の運動経路において、または治療経路の区分化において、治療経路の改変を提案すること、および動作制約からの逸脱または動作制約の緩和を承認することを含むことができる。

【0069】

上述のように、プロセス600は、入力データの種々の項目によって画定され、パラメータ化される（ステップ602）。1つの実装では、この初期化および画定データは、全体的なプロセスの外側ループの反復限界、アライナが十分に良好であるか否かを決定するために計算される性能指数の仕様（例えば、図10B、ステップ270を基準）、アライナ材料の仕様、容認可能となるためにアライナの形状または構成が満たさなければならない制約の仕様、歯列矯正上容認可能である、力および位置付け運動ならびに速度の使用、各歯の運動経路と、各区分が1つのアライナによって達成される、複数区分への治療経路の区分化とを含む、初期治療経路、歯の上または別様に設置される任意の固着器の形状および位置の仕様、その中または上に歯が位置する顎骨および他の組織のモデルの使用（説明されている実装では、このモデルは、歯が埋め込まれ、流体の容器を本質的に画定する境界条件を有する、粘性物質流体のモデルから成る）といった、項目を含む。

【0070】

種々の歯根撮影および/またはモデル化（例えば、統計的歯根モデル化）が利用されてもよい。歯の移動は、部分的に歯根ベースのシーケンスシステムを使用して、誘導することができる。一実施形態では、移動は、表面積制約によって制約されるが、別の実施形態では、移動は、容量制約によって制約される。

【0071】

選択的に、アライナにおいて所望の特徴を生成するように、他の特徴が歯モデルデータに追加される。例えば、空洞または陥凹を画定して、アライナと歯または顎の特定の領域との間の空間を維持するために、デジタルワックスパッチを追加することが望ましくてもよい。また、波形または他の構造形態を画定して、特定の剛性または他の構造特性を有する領域を作成するために、デジタルワックスパッチを追加することが望ましくてもよい。再配置装置を生産するのに正のモデルの生成に依存する製造プロセスにおいて、デジタルモデルにワックスパッチを追加することにより、同じ追加ワックスパッチ幾何学形状を有する正の金型を生成する。これは、アライナの基礎形状の画定において、または特定のアライナ形状の計算において、全体的に行うことができる。追加することができる1つの特

徴は、それからアライナが製造される、デジタルモデル歯の歯肉線においてデジタルモデルワイヤを追加することによって生成することができる、歯肉線の周囲の周縁である。デジタル歯の正の物理的モデル上にポリマー材料を圧力嵌合することによって、アライナが製造されると、歯肉線に沿ったワイヤが、アライナに、周縁をその周囲に持たせ、歯肉線に沿って付加的な剛性を提供する。

【0072】

別の随意的な製造技法では、2枚以上の材料のシートが正の歯モデル上に圧力嵌合され、その場合、シートのうちの一方は、アライナの頂点円弧に沿って切断され、他方は上部に重ねられる。これは、少なくとも、歯の垂直壁に沿ってアライナ材料の二重の厚さを提供する。

10

【0073】

アライナの設計に行うことができる変更は、それを生産するために使用される製造技法によって制約される。例えば、アライナが、正のモデル上にポリマーシートを圧力嵌合することによって作製される場合、アライナの厚さは、シートの厚さによって決定される。結果として、システムは、概して、アライナの構造を変化させるために、モデル歯の配向、モデル歯の部品のサイズ、アタッチメントの位置および選択、材料の追加または除去を変更すること（例えば、仮想ワイヤを追加すること、アタッチメント材料を追加/除去すること、1つ以上のアタッチメントパラメータを修正すること、および修正を生じること（例えば、突出介在歪曲を補う修正））によって、アライナの性能を調節する。システムは、選択的に、より多いかまたは少ない力を歯に提供するために、アライナのうちの1つ以上が、標準的な厚さ以外の厚さのシートでできていることを特定することによって、アライナを調節することができる。一方で、アライナがステレオリソグラフィプロセスによって作製される場合、アライナの厚さを局所的に変化させることができ、歯のデジタルモデルを修正することなく、アタッチメントの陥凹または係合部分、周縁、くぼみ、および波形等の構造特徴を追加することができる。システムはまた、保持器およびブレース等のより従来型の装置の効果をモデル化するために使用することもでき、したがって、特定の患者に対する最適な設計および治療プログラムを生成するために使用することができる。

20

【0074】

したがって、上記で説明されるような装置およびアタッチメント設計および製造、ならびに治療計画への治療の取り込みを伴って、1つ以上の歯アタッチメントを選択的に追加し、修正/カスタマイズし、装置設計および製造に含むことができる。しかしながら、場合によっては、装置設計へのアタッチメントの取り込みは、例えば、患者によって装着されたときに、装置の他の表面における装置の幾何学形状の後続変化をもたらす場合がある。そのような変化または改変は、時には患者の歯に所望の力系をより最適に付与する方式で、ならびに、時には望ましくない方式で、歯と装置との間の接触表面の特性または場所の変化をもたらす場合がある。そのようなものとして、アタッチメントおよび/または装置設計の両方において、変化または歪曲をモデル化または計上することができる。例えば、発生の確率、ならびにそのような変化/歪曲が所望の負荷および歯の移動にとって有益であるか不利であるかに関して、変化、歪曲、および同等物を計算上解析または決定することができる。これらの幾何学的変化の効果を決定し、所望の移動を達成するために、新しい表面または形状、および負荷を識別することによって、それらを補う方法を含むことができる。したがって、プロセスが順に、各特徴と、装置の幾何学形状、接触表面、および歯列矯正システムの設計において生成される力系に対するその影響とを考慮するにつれて、装置の幾何学形状およびアタッチメントパラメータを、この反復設計プロセスで改善することができる。

30

40

【0075】

本発明の実施形態による、治療計画にアタッチメントを組み込むことによる効果（例えば、歪曲効果）を補う装置表面の修正が、図15A - 15Dおよび図16を基準して図示されている。図15A - 15Bは、それぞれ、位置付けられた歯科装置を伴う歯の最初の歯の位置、および結果として生じる望ましくない力のベクトルを図示する。図を基準する

50

と、歯の上にポリマーシェルアライナ等の歯科装置を位置付けると、示されるような歯が、 x 方向に沿った顔面方向に移動させられている、実施例で、アライナの幾何学形状は、特定の治療段階のための治療計画に従って、歯に所定の力を印加して歯を再配置するように構成される。例えば、図15Bに示されるように、歯科装置は、歯の上に嵌合して、示されるような x 方向に歯を再配置するように構成されるが、むしろ、矢印によって示され、図示されるような $+x / -z$ 方向への所定の力の印加をもたらす。装置は、空洞に配置される1つ以上の成形特徴を含むことができる。

【0076】

したがって、一側面では、アライナの幾何学形状および/またはアタッチメントパラメータは、その力に対抗するよう、さらに、考慮中である治療段階のための治療計画に基づいた方向に意図された力を印加するよう、望ましくないが結果として生じる力のベクトルを補うように最適化されてもよい。アライナの1つの例示的な修正は、緩和構成要素の追加を含むことができる。図15C - 15Dは、それぞれ、歯の周囲の望ましくない力のベクトルに対抗するための歯科装置への緩和追加、および歯科装置による歯へ所定の力の結果として生じる所望の印加を図示する。一側面では、望ましくない力を補うために（例えば、矢印によって図15Bに示されるように）、望ましくない力のベクトルをもたらした、アライナと歯との間の接触が回避されるが、例えば、上記で論議されるような x 軸に沿って、所定の力を依然として保持するように、所定の緩和（例えば、 0.1 から 0.3 mmであるが、それに限定されない）が提供されてもよい。

10

【0077】

図15Cを基準すると、アライナの所定の緩和が矢印によって図示されており、それにより、望ましくない力をもたらす場所における、アライナと歯との間の係合が、アライナの幾何学形状を修正することによって除去される。このようにして、一側面では、かつ図15Dに示されるように、例えば、アライナの幾何学形状を修正することによって、例えば、 x 方向へ歯に印加される、意図された望ましい力が達成される。

20

【0078】

図16は、歯科装置と歯との間の間隙を除去するための付加的な形状修正を含む、修正された歯科装置の幾何学形状を図示する。図16を基準して、アライナの幾何学形状の修正（例えば、図15C - 15Dに関連して上記で論議される）が、歯科治療のために計画されるような、歯に印加される所望の所定の力をもたらす一方で、歯肉領域付近に、例えば、図16に示されるような、歯とアライナとの間に形成する間隙またはポケットがあってもよいことに留意されたい。一側面では、この生成される間隙またはポケットに対処するために、アライナが能動（または伸張）状態であるときに、アライナの幾何学形状は、例えば、歯に向かった方向により良好に適応するように、さらに修正または最適化されてもよい。

30

【0079】

図16を基準すると、形成された間隙またはポケットに対処するためのアライナの幾何学形状の最適化が、一実施形態では、アライナの形状が修正されてもよい方向の矢印によって図示されている。また、間隙に対処するためのアライナの形状の最適化は、アライナによる歯への印加された力の方向を潜在的に達成してもよく、したがって、付加的な修正または最適化をさらに必要としてもよいことに留意されたい。

40

【0080】

一側面では、例えば、摩擦および他の望ましくない力のベクトルを回避しながら、所望の力のベクトルを達成するための、より緩い、または緊密な適応のための再輪郭形成とともに、1つ以上の修正（例えば、緩和等）の領域を伴う、アタッチメントパラメータおよび/または歯科アライナの幾何学形状の修正が、歯科症状の治療のための改善およびカスタマイズされたアライナ形状を提供する。歯科装置の製造において、一側面では、金型は、例えば、金型の所定または関連場所における緩和および/またはアタッチメント接触/係合部分のデジタル加算および/または減算に基づいて、所望の幾何学形状の形状を成すように、構築プロセス中に調節されてもよい。

50

【 0 0 8 1 】

一側面では、材料特性、および特定の治療段階のための移動ベクトルに起因する複合ベクトルに対して垂直な表面積の量から決定される、力の挙動に基づいて、付加的な表面積が、所望の移動のために選択し、さらにカスタマイズすることができるアタッチメントを採用することによって歯に追加されてもよい。このように、一側面では、表面積の断面および/または配向が、特定の歯について決定されてもよく、必要な表面積を向上または改善して、治療段階のための正確な方向に歯への所望の移動ベクトルまたは所定のレベルの力を達成するよう歯科装置と協働または係合するように、アタッチメントを1つ以上の歯の上に組み込むことができる。

【 0 0 8 2 】

このようにして、本明細書でさらに記載されるように、移動させられる歯の表現が最初にモデル化される、コンピュータ支援設計ツールまたはシステムを使用して、歯科ライナおよび/またはアタッチメントが設計され、製造され、またはシミュレートされてもよい。その後、画定された形状の幾何学特性により、歯の標的位置を画定するライナがモデル化される。その後、例えば、FEAモデル化、あるいは他の好適な算定および/またはモデル化技法を使用して、初期場所から標的位置に歯を再配置するために必要な力が決定またはモデル化される。一側面では、物理的モデルから取得される測定値を使用して、最適な力が決定されてもよく、したがって、物理的力計測器からのフィードバックに少なくとも部分的に基づいて、1つ以上のアタッチメントパラメータおよびライナ構成を改変するために、力測定センサに接続された歯の物理的モデルを使用して、力を画定することが可能である。

【 0 0 8 3 】

結果として、印加された力の方向、ならびに初期位置から標的位置に歯を再配置するために必要な力のレベルおよびその特性を確立する、移動ベクトルが画定される。移動ベクトル、ならびにモデル化されたライナおよび/またはアタッチメントに基づいて、ライナおよび/またはアタッチメントはさらに、決定された移動ベクトルを考慮に入れるために修正または再構成される。つまり、歯の再配置のために必要な力の特性を識別する、移動ベクトルを画定した後、決定された移動ベクトルに基づいて、歯科装置の形状および/またはアタッチメントパラメータが改変または最適化される。加えて、装置の形状および/またはアタッチメントパラメータはさらに、望ましくない力または力の成分、あるいは画定された移動ベクトルに基づいて生じてもよい(例えば、アタッチメントによる)装置の歪曲に対抗するように最適化されてもよい。

【 0 0 8 4 】

その後、修正または最適化された歯科装置が、ラピッドプロトタイピング(例えば、ステレオリソグラフィ)または所望の歯の移動を実現する他の好適な技法を通して、製造されてもよい。さらに、このプロセスは、ライナ性能、したがって、治療計画結果が改善されるように、治療計画の各治療段階に対する歯科装置の最適化のために繰り返されてもよい。

【 0 0 8 5 】

さらに、さらなる別の側面では、アタッチメント設計および/または配置が、歯の移動の所望の方向に対して垂直である、利用可能な最大量の表面積の場所に基づいて決定されてもよい。さらに、治療計画における力または所与の歯が所定のレベルであるか、またはそれを下回る場合、アタッチメントは、所望の表面積を補完するか、または歯の摩擦係数を増加させるように、歯または装置に加えられてもよく、それにより、歯の上のライナのカプロファイルを改善する。

【 0 0 8 6 】

一側面では、歯、歯肉、および/または他の口腔組織あるいは構造と関連するデータセットが、例えば、所望または意図された治療目標のために最適化されてもよい、歯科装置の構成、モデル化、および/または製造のために、加算、部分または完全減算、均一または不均一拡大縮小、プールまたは非プールアルゴリズム、または幾何演算、あるいはそれ

10

20

30

40

50

らの1つ以上の組み合わせを通して、意図的に改変されてもよい。

【0087】

また、さらに、アタッチメント設計およびカスタマイズに関する本明細書の論議について、アタッチメントの角のある部分ならびにアタッチメントの表面構成は、例えば、移動ベクトルに対抗してもよい、望ましくない、または不要な力のベクトルの量を最小化しながら歯への力の印加を最適化するように、移動ベクトルを改善するように選択または提供されてもよい。加えて、一側面では、複数のアタッチメント、例えば、一連の隣接するアタッチメントは、歯科装置が従動子として機能するときに、一連の隣接するアタッチメントがスローモーションカムとして機能するように構成されてもよいように、力の方向を改変するよう、所定の期間にわたって伝えられる移動ベクトルを生成するよう提供されてもよい。

10

【0088】

さらに別の側面では、所望または適正なカム/従動子関係が、標的位置または治療目標を実現するよう決定されてもよいように、点トレーシングが、治療段階にわたって歯の点を治療および/または追跡するよう追加されてもよい。一側面では、歯科装置の内面上の1つ以上の突起が、従動子として構成されてもよく、それは仮想圧力点から形成されてもよい。仮想圧力点は、一実施形態では、アライナが基準金型上で形成されるときに、歯に付加的な圧量を及ぼすことを目的とする、アライナの対応する部分と関連する、基準金型またはモデルに意図的に構築または設計される空隙から成る。

【0089】

20

したがって、一側面では、 $n + 1$ または後続/標的の歯の位置が、最初に決定される。その後、最初の歯の位置から標的の歯の位置に到達する移動の方向が決定される。移動の方向を決定した後、初期位置から標的位置に歯を再配置するための力およびトルクの量または大きさおよび方向が決定される。その後、例えば、幾何学形状、歯の表面に対するアタッチメントの位置等を含む、計画された歯の移動の方向に最も好適な係合、把持、および/または荷重ベクトルを提供する、アタッチメントのプロファイルが決定される。

【0090】

アタッチメントの関連プロファイル/パラメータを決定すると、初期位置から標的位置への位置の並進を実現するためのアタッチメント変位を決定することができる。歯の上にアタッチメントを位置付けると、後続の治療段階における歯科装置が、位置付けられたアタッチメントを介して、歯科装置の歯の接点と係合する。このように、患者によって装着されると歯科装置によって生成される力/トルクは、所望の方向に正確に方向付けられ、また、次の計画された位置等に、意図されるように歯を移動させるのに十分な大きさで構成される。例えば、一実施形態では、アタッチメントは、患者の歯に接着される。アタッチメントの初期位置は、上記で説明されるように決定される。変位または再配置されたアタッチメントは、歯科装置上のアタッチメントの形状に一致する空洞の新しい位置を残してもよい。アタッチメントが初期段階で歯冠上にあり、後続の標的治療段階で変位されると、標的治療段階の歯科装置は、初期治療段階での歯の上のアタッチメントに干渉してもよい。順に、干渉は、所望の歯の移動を生じる力/トルクを生成するように構成される。

30

【0091】

40

一側面では、力/トルクの方向および大きさは、例えば、歯冠表面に対するアタッチメントのプロファイル、パラメータ、および/または位置付けを調節することによって、不要な傾斜トルクを排除または最小化する拮抗力/トルクを生成して、歯根移動および同等物を実現するように、修正または最適化されてもよい。歯冠に対するアタッチメント移動の量も、歯の特徴の移動に基づく治療計画を生成するように、歯の移動と相関性があってもよい。

【0092】

図17は、歯の上に位置付けられた1つ以上のアタッチメントと組み合わせて、歯に所望の負荷を送達するように最適化することができる、歯科装置の最適化された幾何学形状を図示するフローチャートである。図17を基準すると、歯の初期位置が決定される(ス

50

テップ 2 1 1 0)。その後、治療計画に基づく歯の標的位置が決定される (ステップ 2 1 2 0)。一側面では、標的位置は、次または $n + 1$ の治療段階の歯の位置を含んでもよい。治療計画に基づいて歯の標的位置を決定した後、初期位置から標的位置への歯の移動と関連する移動ベクトルが計算または決定される (ステップ 2 1 3 0)。つまり、力のプロファイルまたは属性が決定される。力のプロファイルまたは属性は、例えば、初期位置から標的位置への歯の移動と関連する、力の大きさおよび力の方向を含んでもよい。

【 0 0 9 3 】

初期位置から標的位置への歯の移動と関連する移動ベクトルを決定した後、移動ベクトルと関連する構成要素が決定される (ステップ 2 1 4 0)。例えば、上記で論議されるように、初期位置から標的位置に歯を再配置する移動ベクトルと関連する力の大きさが決定される。加えて、歯の移動のための力の方向、ならびに不要な力または意図しない力に対処するための対抗力が決定される。その後、初期位置から標的位置への歯の移動と関連する移動ベクトルと関連する、決定された構成要素に基づいて、アライナ等の歯科装置の空洞の幾何学形状が修正される (ステップ 2 1 5 0)。

10

【 0 0 9 4 】

図 1 8 は、アタッチメントのプロファイルをおよび位置付けを含む、アタッチメントパラメータ決定を図示するフローチャートである。図 1 8 を基準すると、第 1 の治療段階での歯の位置が決定される (ステップ 2 2 1 0)。第 2 または $n + 1$ の治療段階での歯の位置が決定される (ステップ 2 2 2 0)。その後、第 1 の治療段階から第 2 の治療段階への歯の移動と関連する移動ベクトルが決定される (ステップ 2 2 3 0)。歯の移動と関連する移動ベクトルを決定した後、移動ベクトルと関連する 1 つ以上のアタッチメント / アタッチメントプロファイルが決定される (ステップ 2 2 4 0)。例えば、歯科アタッチメントの位置、歯科アタッチメントの角のある部分、歯科装置からの力の方向に対して垂直な表面積等の、アタッチメントパラメータが決定される。その後、1 つ以上のアタッチメントが、治療段階中に対応する装置と接触するために、歯の上に位置付けられる (ステップ 2 2 5 0)。アタッチメントパラメータプロファイルおよび位置付けは、所望の歯の移動を達成するように、本明細書でさらに説明されるようにカスタマイズし、選択することができる (例えば、図 3 基準)。このように、一実施形態では、歯科装置からの力 / トルクは、初期位置から標的または第 2 の治療段階位置に歯を再配置するために、歯に正確に印加される。

20

30

【 0 0 9 5 】

上記で説明されるように、本発明の実施形態は、アタッチメントの形状および歯の上のアタッチメントの位置が、患者固有であり、最適な力およびトルクを提供するように、いくつかのパラメータによって制御されるアタッチメントを提供する。具体的には、パラメータに関する患者固有のアタッチメントの形状および場所は、1) 臨床的に許容される大きさで、歯の長軸の周囲にトルクが提供される、2) 臨床的に妥当な押出力が提供される、および 3) 歯の移動の中間段階における他の歯 (同じ顎および反対の顎の両方) とのアタッチメントの衝突が除外される、といった条件が満たされるように決定される。トルクおよび力の許容される大きさは、歯列矯正の文献、専門家の意見、臨床経験、および組織抵抗のコンピュータシミュレーションの結果から決定されてもよい。

40

【 0 0 9 6 】

図 1 9 は、物体の回転軌道に対して接線方向に沿って力を印加することによって、物体が移動させられてもよいことを図示する。具体的には、物体 2 3 0 0 に印加される力 (a 、 b 、 c 、または d) が、物体に印加されるアームのクロス積のトルク (r) および力の量 (F)、 $r \times F$ だけ、円を成して物体を回転させることができる。一对の平等な力および反対の力が、ゼロの結果として生じた力 (例えば、力 a および c 、または力 b および d) を有するトルクを生じてもよい。1) 力のベクトル、2) 力が印加される点、および 3) トルクが測定される点といった、3 つのパラメータが、トルクを一緒に生成する。力が印加される点およびトルクが測定される点は、アームのベクトルを決定する。歯を回転させるときに、トルクは、歯の抵抗の中心に対して計算される。

50

【 0 0 9 7 】

以前の歯の回転の実践は、歯冠の中心または歯の頬面の顔面軸点に標準的なアタッチメントを追加し、歯の回転をプログラムすることであった。アライナの中アタッチメント受容ウェルは、熱成形プロセスを使用して、熱可塑性シートにおける標準的なアタッチメントの形状の上で形成される。結果として生じるアタッチメント受容ウェルは、ある領域中で接着されたアタッチメントに接触し、患者がアライナを装着している間に歯を回転させる力のプロファイルをもたらす。しかしながら、この従来回転方法は、接触および結果として生じた力のプロファイルを一貫して制御することができない。

【 0 0 9 8 】

一側面では、従来標準的なアタッチメントの欠点に対処するために、本発明は、アライナ起動部を提供する。標準的なアタッチメントアプローチと本発明のアライナ起動部との間の主要な違いは、アタッチメント本体とアタッチメント受容ウェルとの間の接点の作成にある。本明細書で使用されるような起動部は、歯に負荷を印加するようアタッチメントの能動表面に係合する、アライナまたは歯列矯正システムの任意の特徴を含むことができる。種々の起動部構造が利用されてもよく、非限定的実施例は、アタッチメント受容ウェルまたはその表面、くぼみ、隆起、アライナとアタッチメントとの間に配置される本体（例えば、複合物）、および同等物を含む。標準的なアタッチメントでは、接点は、初期段階から後続段階への歯冠の回転による、アタッチメント本体およびアタッチメント受容ウェルの位置の相違によって画定される。この場合、アタッチメント本体の形状およびアタッチメント受容ウェルの内面は、熱成形プロセスによって一致させられる。本発明の実施形態によれば、アタッチメント本体およびアタッチメント受容ウェルの位置の相違が依然として存在する。加えて、アタッチメント本体およびアタッチメント受容ウェルの形状は、アタッチメント受容ウェルが、上述の相違を伴わずに、接触し、臨床的に所望される力およびトルクを印加するように、異なって設計される。この場合、アタッチメント/起動部ペアが、歯冠移動を伴わない歯の移動のための所望の力のプロファイルを生成する。本発明の実施形態によれば、アタッチメント/起動部ペアは、歯の長軸に沿った上下の歯の回転に使用される。しかしながら、当業者であれば理解するように、アタッチメント/起動部ペアは、他の歯列矯正移動を促進するために使用されてもよい。

【 0 0 9 9 】

アタッチメント/起動部ペアは、異なるパラメータに対応するパラメトリック設計ツールを使用して設計される。パラメータは、パラメータの対応する機能および識別記号とともに、以下の表1に記載される。アライナの中に構成された起動部を伴うパラメトリック回転アタッチメントはP R A Aと短縮される。本発明の実施形態によれば、パラメータは、優先順位を付けられるか、または優先順位を割り当てられてもよい。例えば、設計および/または位置付けが衝突イベントをもたらす場合に、良好な力の印加を提供するアタッチメントの識別が拒絶されてもよいように、衝突に高い優先順位が割り当てられるか、または加重されてもよい。

【 0 1 0 0 】

10

20

30

【表 1】

記号	機能	パラメータ
Oz	力の大きさを制御する	PRAAの原点z
Oy	アーム長さを制御する	PRAAの原点y
P3	力の方向を制御する	PRAAクリップ平面と 歯のx-y平面との間の角度
P4	力の大きさを制御する	突出
P5	力の大きさを制御する	PRAAのx軸に沿った角度
P6	力の大きさを制御する	PRAAのy軸に沿った起動角度
P7	力の方向を制御する	PRAA勾配と歯のx-z平面との間の角度、 またはPR-AAのz軸に沿う角度
R	受動および成形性	球体の半径
L1	受動および成形性	クリップ平面の高さ

10

20

表1

図20は、その上に形成された歯アタッチメント2410を伴う歯2400を図示する。図は、歯2400に対するx軸、y軸、およびz軸、ならびに歯アタッチメント2410に対するPRAAx軸、PRAAy軸、およびPRAAz軸を示す。図は、加えて、歯アタッチメント2410のy軸(Oy)およびz軸(Oz)の原点を示す。

【0101】

PRAA(Oy)のy軸の原点は、力の出力に影響を及ぼしてもよい、歯冠の高さに沿ったPRAA原点の位置である。力は、アライナの厚さ、したがって強度が、歯冠の高さに沿って変化するため、影響を受けてもよい。PRAAのy軸の原点を低減することによって、歯アタッチメント2410は、アライナ材料がより薄く、かつより可撓性である、歯肉線にさらに近づく。

30

【0102】

PRAAのz軸(Oz)の原点は、歯2400の縦軸への力印加点の間の距離として画定される、アーム長さである。PRAAのz軸の原点は、斜面が歯2400のz軸からどれだけ離れているかを決定する。したがって、このパラメータは、トルクのアーム長さを制御する。

【0103】

PRAA勾配と歯のx-y平面との間の角度は、歯の縦軸に対する歯のx-y平面に対して、クリップ平面の垂線を画定する。例えば、クリップ平面の垂線と歯2400の縦軸との間の角度は、77度であってもよい。力のベクトル(F)が77度の角度で歯2400に作用する場合、力のベクトルは、 $F \cdot \cos(77)$ の押出力および $F \cdot \sin(77)$ の舌側力としてモデル化される。舌側力は、歯の基礎の縦軸の周囲でトルクを生成し、および押出力は、望ましくない接触によって引き起こされる貫入傾向を防止する。

40

【0104】

PRAAクリップ平面と歯2400のx-z平面との間の角度は、歯2400のx-z平面に対するクリップ平面の垂線の配向を制御する。一実施形態では、この角度は、クリップ平面の垂線がx-z平面に平行である、180度であってもよい。別の実施形態では、この角度は、60度であってもよい。この角度の値を制御することによって、アーム長さが、歯の表面上のアタッチメント2410の場所に基づいて最大限化されてもよい。

50

【0105】

突出パラメータは、スナップ留めの困難を伴わずに、依然として歯に嵌合しながら、歯の表面上の設計されたクリップ平面を露出するのに十分である値を有するべきである。突出値が低すぎる場合、アタッチメント本体およびアタッチメント受容ウエルの両方におけるクリップ平面上の面積および画定の損失により、接触が不正確な場合があるため、力が損なわれる場合がある。クリップ平面上のこの面積および画定の損失は、材料の成形性および製造公差によって引き起こされる場合がある。

【0106】

起動部には、アタッチメントのy軸に対するクリップ平面への角度の変化があってもよい。起動角度と呼ばれる、この角度変化は、起動部とアタッチメントのクリップ平面との間の接触を引き起こす。起動角度は、起動部とアタッチメントのクリップ平面との間の結果として生じた干渉を通して、力の大きさを制御することができる。上述のように、起動部は、起動角度に対して正の関係で変化する傾向がある、舌側力および押出力をもたらす。

10

【0107】

湾曲本体の形態のヒンジが、アタッチメントの他の部分との望ましくない接触を導入することなく、クリップ平面上での起動を可能にする。一実施形態では、ヒンジは、アタッチメントおよびアタッチメント受容ウエルの両方におけるその原点および半径によって画定される、回転楕円体である。別の実施形態では、ヒンジは、アタッチメントにおけるその原点および2つの軸、ならびにアタッチメント受容ウエルにおける回転楕円体によって画定される、楕円体である。ヒンジが回転楕円体である場合において、アタッチメントの原点はまた、回転楕円体の原点でもあり、アタッチメントのy軸は、球体直径を通して延在する。したがって、アタッチメントのy軸に沿った起動角度は、回転楕円体にいずれの変化も導入せず、したがって、いずれの不要な接触も導入しない。ヒンジが楕円体である場合において、アタッチメントの原点はまた、楕円体の原点でもあり、アタッチメントのy軸は、楕円体の一方の軸を通して延在し、楕円体の他方の軸は、アタッチメント受容ウエルの中の回転楕円体直径よりも短い。したがって、アタッチメントのy軸に沿った起動角度は、いずれの接触も楕円体上に導入しない。

20

【0108】

ヒンジ半径を考慮すると、クリップ平面の高さが、独自の座標系および原点に対してP R A Aのクリップ平面を画定する。クリップ平面の角度にかかわらず、クリップ平面と歯のx-y平面との間の角度は、押出構成要素を作成するように適合されてもよい。しかしながら、クリップ平面の高さが小さすぎ、クリップ平面の角度が大きすぎる場合、P R A Aのクリップ平面が不良に形成される。本発明の実施形態によれば、クリップ平面の高さは、3mm未満となるべきではない。

30

【0109】

図21は、歯を移動させるためのパラメトリック起動アタッチメント2500を図示する。アタッチメント2500は、その一方の表面上に形成されたクリップ平面2510を伴って、一方の端における四半楕円体として成形される。グラフを基準すると、アタッチメント2500には、以下のように画定される、異なる寸法が提供される。Lはアタッチメントの長さであり、Rは球体の半径であり、Sは楕円体の半軸であり、Dは、原点からクリップ平面およびクリップ平面の垂線までの距離を表すベクトルであり、Hは基礎高さである。

40

【0110】

図22は、歯を移動させるためのアタッチメントの起動部2600を図示する。具体的には、起動部2600は、アライナの中に提供され、歯を回転させるために歯の上に形成されるアタッチメント2500と併せて使用される。起動部2600は、頂面の対向端上に形成されたクリップ平面2610を伴って、頂面の一方の端における四半球体として成形される。起動部2600およびアタッチメント2500はそれぞれ、異なる基礎高さ(H、H_a)を有してもよい。起動部2600のクリップ平面2610の配向は、アタッチ

50

メント2500のクリップ平面2510の配向とは異なる。起動部2600とアタッチメント2500との間の相互作用を示す、図23を基準すると、起動部2600のクリップ平面2610が、y軸の周囲の角度で回転させられる。

【0111】

歯の上のアタッチメントおよびアライナの上の起動部の位置付けを制御するために、1)咬合的に、アタッチメントの原点から臨床歯冠の顔面軸(FACC)の点までの距離である、PRAAの原点z(Oz)、2)アーム長さに対応するPRAAのy軸の原点(Oy)、3)アタッチメントのクリッピング平面と歯のx-y平面との間の角度(表1のパラメータP3基準)、4)アタッチメントの突出(表1のパラメータP4基準)、5)起動部のクリッピング平面とアタッチメントのクリッピング平面との間の角度である、起動角度(表1のパラメータP6基準)、6)アタッチメントから歯肉曲線までの最小距離、および7)歯の隣接歯間辺縁といった、パラメータが使用される。

10

【0112】

図24は、患者固有のアタッチメントを提供するため、および患者の歯の上にアタッチメントを位置付けるための方法を図示するフロー図である。方法は、アタッチメントを必要とする歯を識別することによって始まる(ステップ2700)。歯がアタッチメントを必要とするか否か、またはどの段階間隔で歯がアタッチメントを必要とするかを決定するために、完全回転移動を算定するためにアルゴリズムが実施される。移動が特定された閾値以上である場合、歯は、アタッチメントを必要とするものとして識別される。

【0113】

アタッチメントを位置付けるための制約が検出される(ステップ2705)。位置付け制約は、図25を基準して以下で説明される。次いで、アタッチメントが制約された境界の内側に位置付けられるように、アタッチメントの現在の位置が設定される(ステップ2710)。

20

【0114】

次いで、アタッチメントの現在の位置が通常のアーム帯域の中にあるか否か、決定が行われる(ステップ2715)。アタッチメントの現在の位置が通常のアーム帯域の中にある場合、処理は、通常のアタッチメント/起動部ペアの初期モデル化が発生するステップ2720に進む。アタッチメントの現在の位置が通常のアーム帯域の中にある場合、処理は、短いアームのアタッチメント/起動部ペアの初期モデル化が発生するステップ2725に進む。アタッチメント/起動部ペアは、患者固有かつ歯特有である。アタッチメント/起動部ペアの形状および位置は、歯の幾何学形状によって決定される。例えば、歯が大きい場合、より大きいアタッチメントが必要とされてもよい。形状パラメータは、必要であれば修正されてもよい、アタッチメント/起動部ペアの初期形状をモデル化するために使用される。次いで、アタッチメントが歯の上に位置付けられる(ステップ2730)。

30

【0115】

アタッチメントパラメータが、アタッチメントの初期形状および位置に基づいて算定される(ステップ2735)。アタッチメントパラメータの実施例は、アームのベクトル、アーム長さ、クリッピング平面の面積、クリッピング平面の幅、およびクリッピング平面の長さを含む。パラメータ値のうちのいずれかが所定の値の範囲に入らない場合、アタッチメントの形状が修正される(ステップ2740)。パラメータ値の全てが容認可能な範囲内であれば、アタッチメントの形状および位置は修正を必要としない。

40

【0116】

衝突および制約がチェックされる(ステップ2745)。アタッチメントは、他の歯またはアタッチメント、隆起、仮想充填材等の、他の物体と衝突するべきではない。加えて、歯肉曲線までの距離、隣接歯間帯域または領域(IP帯域またはIPR)までの距離、切歯縁までの距離等の、制約閾値が満たされるべきである。

【0117】

次いで、アタッチメントが歯の所望の移動をもたらす解決策を提供するか否か、決定が行われる。アタッチメントが所望の解決策を提供しない場合、処理は、アタッチメントの

50

位置が修正されるステップ 2710 に戻る。アタッチメントが歯の所望の移動をもたらす解決策を提供する場合、処理は、解決策が患者の治療に適用されるステップ 2755 に移動する。次いで、処理が終了する。

【0118】

図 25 は、歯の上のアタッチメントの位置を決定するときに満たされるべきである、位置付け制約を図示する。アタッチメントの位置を決定するときに、1) 歯肉線、2) (歯の顔面側の) IP 帯域、3) 遠位 / 近心端点からの隣接歯間境界、4) 中間平面 (x - z 平面)、および 5) 切歯縁制約といった、パラメータが考慮される。

【0119】

隣接する歯および反対の顎の歯との衝突を回避するために、アタッチメントは、臨床歯冠の顔面軸 (FACC) の付近に配置される必要があってもよい。上歯および下歯の両方について、歯が小さいときには、短いアームのアタッチメントが必要とされる。アタッチメントが FACC に近い時、トルクは、短いアームにより、回転にとって不十分な場合がある。この問題は、下顎において最も関連性がある。図 26 は、アタッチメントが FACC 付近に配置されると十分なトルクを生じる、アタッチメントを設計するためのアルゴリズムで使用される、歯についての異なるパラメータを図示する。短いアームのアタッチメントの位置付けのためのアルゴリズムを以下で説明する。

10

【0120】

ステップ 1 : 最隣接歯間検索線が識別される。検索線が通常のアーム帯域の内側にある場合、通常のアタッチメント解決策を伴う位置が特定される。検索は、隣接歯間境界から FACC まで、および切歯縁制約から歯肉線まで、直接実施される。通常のアーム解決策は、全ての制約を満たすべきである。解決策が見つかった場合には、解決策が識別され、実装される。通常のアーム帯域で解決策を見つけることができなければ、短いアーム帯域で解決策を見つけるようにステップ 2 が実施される。

20

【0121】

ステップ 2 : 検索線上の各位置点について、潜在的解決策が算定される。アタッチメントの回転角度は、回転角度関数によって算定される。起動軸も算定され、次いで、ステップ 3 が実施される。

【0122】

ステップ 3 : 潜在的解決策のいずれも制約を満たさなければ、ステップ 4 が実装される。そうでなければ、全ての制約が満たされるか否かを決定するために、各潜在的解決策がチェックされる。制約を満たす解決先が比較され、最適な解決策が選択される。例えば、アームの最大値が、最適な解決策として選択される。

30

【0123】

ステップ 4 : 走査線が、徐々に FACC に向かって移動させられる。検索線が FACC の上にあるか、または FACC を超える場合には、解決策を見つけることができず、検索が終了される。FACC に到達する前に検索線が見つければ、短いアーム帯域で解決策を見つけるためにステップ 2 が実施される。

【0124】

図 27 は、能動的アタッチメント表面の異なるパラメータを図示する。パラメータ例は、1) クリッピングポリラインおよびクリッピング平面と歯の表面との間の交差ポリラインによって境界される、クリッピング平面の面積、2) クリッピング平面と歯の表面との間の交差ポリラインの長さ、3) クリッピングポリラインと交差ポリラインとの間の幅 (すなわち、最大最小距離)、4) クリッピング平面の質量中心、5) Oz およびクリッピング平面の垂線の両方に対して垂直である、アームのベクトル、6) 右手の法則に基づく Oz の周囲での回転に応じた、アームのベクトルの符号付きの長さである、アーム長さ、7) ((- 平面の垂線ベクトル アームのベクトル) * Z 軸) * 面積として算定される、T 値を含む。

40

【0125】

パラメータは、短いアームを補うように調節されてもよい。例えば、回転は、トルクの

50

z成分を最大化するために、アタッチメントのz軸の周囲で発生してもよい。図28は、クリッピング平面回転の比較を図示する。図の上部分で示されるように、アタッチメントは、回転を伴わずに、30度回転を伴って、および60度回転を伴って、歯の表面上に提供される。

【0126】

起動部は、起動軸の周囲で回転させられる。図の下部分を基準すると、起動軸は、アタッチメントの原点(O)を通過し、アタッチメントのOz軸とアタッチメントのクリッピング平面の垂線との間のクロス積(OR)に沿って方向付けられる。図28の左下部分は、アタッチメントを示す、図28の右下部分は、駆動軸(OR)の周囲に12度回転を伴う起動部を示す。

10

【0127】

図29は、クリッピング平面の最適化された回転角度を図示する。クリッピング平面の回転角度を測定するために、矯正された歯のz軸が(内部で)利用される。クリッピング平面の回転角度は、0°から60°の間であってもよい。最適化された回転角度は、以下のように決定される。

【0128】

【数1】

$$\text{回転角} = \begin{cases} \alpha, & \alpha \leq 60^\circ \\ 60^\circ, & \alpha > 60^\circ \end{cases}$$

20

短いアームを補うように調節されてもよい、他のパラメータは、1) 能動表面の幅および長さを調節する、クリッピング平面の並進、および2) アタッチメントの幅を調節する、アタッチメントのx軸の周囲の回転(表1のパラメータP5基準)を含む。

【0129】

アタッチメント/起動部ペアの製造中に、以下の制限が観察されるべきである。1) 球形部分のサイズは、成形性の制限により、直径が2mmより小さくなるはずがない。2) アタッチメントは、材料が幾何学形状にうまく一致できない、そのような大きな突出部を歯の表面上に作成するべきではない。例えば、クリップ平面の高さ(表1のパラメータL1)が短すぎる場合、クリッピング平面の角度が大きくなりすぎ、PRAAの不良に形成されたクリッピング平面をもたらす。したがって、クリッピング平面の高さは、3mm未満になるべきではない。3) 突出が低すぎる場合、アタッチメント本体および起動部の両方におけるクリッピング平面上の面積および画定の損失により、接触が正しくないため、力が損なわれる場合がある。これは、材料の成形性および製造公差によって引き起こされる。4) 一実施形態では、アタッチメントの側面は、歯の表面への円滑な移行を提供するように湾曲している。これは、熱成形している間に材料の一致を容易にしてもよい。5) アタッチメントのz軸に沿った角度(表1のパラメータP7基準)は、ヒンジの反対側の端における材料の亀裂を回避する範囲内となるべきである。

30

【0130】

本発明は、本明細書で説明される方法の種々のコンピュータ実装された実施形態を利用することができる。例えば、コンピュータ実装方法は、一実施形態では、歯の初期位置を確立するステップと、治療計画において歯の標的位置を決定するステップと、初期位置から標的位置への歯の移動と関連する移動ベクトルを計算するステップと、移動ベクトルに対応する複数の構成要素を決定するステップと、それぞれの1つ以上の成形特徴の対応する1つ以上の位置/プロファイルを決定するステップとを含む。成形特徴は、実質的に歯の表面において歯科装置に所定の力を印加するように構成されてもよい。

40

【0131】

別の実施形態では、歯科装置をモデル化するための装置は、データ記憶ユニットと、データ記憶ユニットに連結され、歯の初期位置を決定し、治療計画において歯の標的位置を決定し、初期位置から標的位置への歯の移動と関連する移動ベクトルを計算し、移動ベクトルに対応する複数の構成要素を決定し、対応する1つ以上の成形特徴のプロファイルお

50

よび/または位置付けを決定するように構成される、処理ユニットとを含む。

【0132】

本発明のデータ処理側面は、デジタル電子回路で、またはコンピュータハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア、あるいはそれらの組み合わせで実装することができる。本発明のデータ処理装置は、プログラム可能なプロセッサによる実行のために、機械可読記憶デバイスにおいて明白に具現化される、コンピュータプログラム製品で実装することができる。本発明のデータ処理方法のステップは、入力データに動作し、出力を生成することによって、本発明の機能を果たすための命令のプログラムを実行するプログラム可能なプロセッサによって、実施することができる。本発明のデータ処理側面は、データ記憶システムからデータおよび命令を受信し、データ記憶システムにデータおよび命令を伝送するように連結される、少なくとも1つのプログラム可能なプロセッサと、少なくとも1つの入力デバイスと、少なくとも1つの出力デバイスとを含む、プログラム可能なシステム上で実行可能である、1つ以上のコンピュータプログラムで有利に実装することができる。各コンピュータプログラムは、高次手続き型またはオブジェクト指向プログラミング言語で、あるいは所望であれば、アセンブリまたは機械言語で、実装することができる。いずれの場合にしても、言語は、コンパイラ型またはインタープリタ型言語となり得る。好適なプロセッサは、一例として、汎用または専用マイクロプロセッサの両方を含む。概して、プロセッサは、読み出し専用メモリおよび/またはランダムアクセスメモリから命令およびデータを受信する。コンピュータプログラム命令およびデータを明白に具現化するために好適な記憶デバイスは、一例として、EPROM、EEPROM、およびフラッシュメモリデバイス等の半導体メモリデバイス、内部ハードディスクおよびリムーバブルディスク等の磁気ディスク、光磁気ディスク、およびCD-ROMディスクを含む、全ての形態の不揮発性メモリを含む。先述の内容のうちいずれかは、ASIC(特定用途向け集積回路)によって補完するか、またはASICに組み込むことができる。

10

20

【0133】

ユーザとの相互作用を提供するために、ユーザに情報を表示するためのモニタまたはLCD(液晶ディスプレイ)画面等の表示デバイスと、キーボード、マウスまたはトラックボール等の2次元ポインティングデバイス、あるいはデータグローブまたはジャイロマウス等の3次元ポインティングデバイス等の、それによってユーザがコンピュータシステムに入力を提供することができる入力デバイスとを有する、コンピュータシステムを使用して、本発明を実装することができる。コンピュータシステムは、それを通してコンピュータプログラムがユーザと相互作用する、グラフィカルユーザインターフェースを提供するようにプログラムすることができる。コンピュータシステムは、仮想現実の3次元表示インターフェースを提供するようにプログラムすることができる。

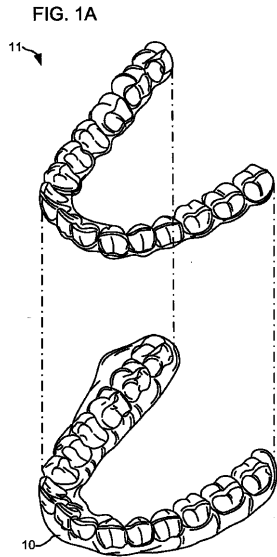
30

【0134】

本発明の構造および操作方法の種々の他の修正および改変が、本発明の範囲および精神から逸脱することなく、当業者に明白となるであろう。本発明は、具体的な好ましい実施形態に関連して説明されているが、請求されるような本発明は、そのような具体的実施形態に過度に限定されるべきではないことを理解されたい。以下の請求項は、本発明の範囲を定義し、それにより、これらの請求項およびそれらの同等物の範囲内の構造および方法が網羅されることが意図される。

40

【 図 1 A 】



【 図 1 B 】

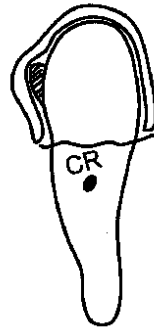
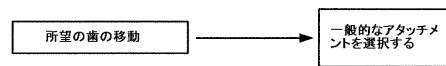


FIG. 1B

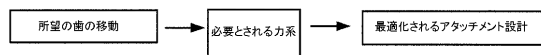
【 図 2 A 】

FIG. 2A



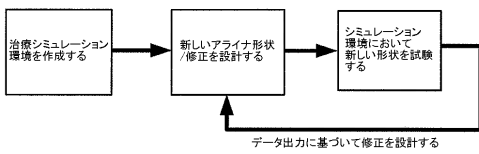
【 図 2 B 】

FIG. 2B



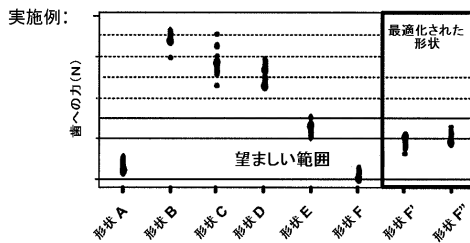
【 図 2 C 】

FIG. 2C



【 図 2 D 】

FIG. 2D



【 図 3 】

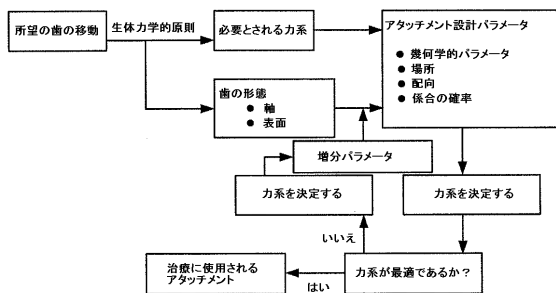


FIG. 3

【 図 4 】

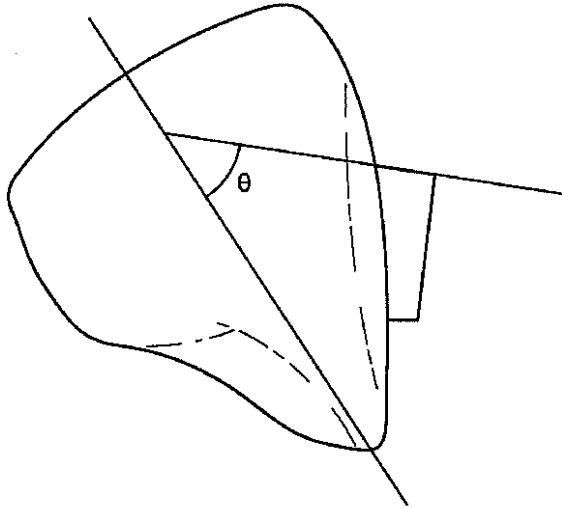


FIG. 4

【 図 5 】

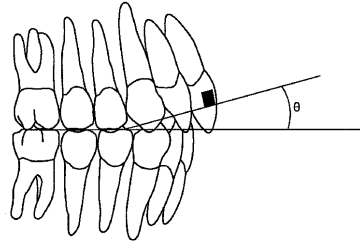


FIG. 5

【 図 6 】

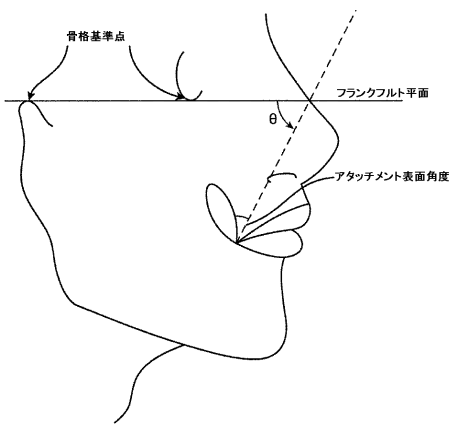


FIG. 6

【 図 7 】

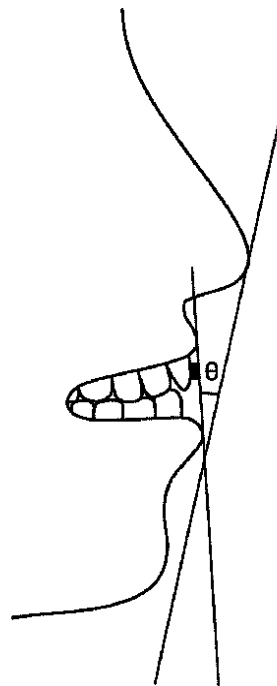


FIG. 7

【 図 8 】

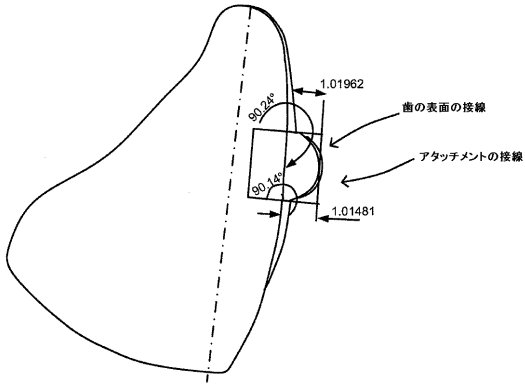


FIG. 8

【 図 9 B 】

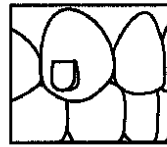


FIG. 9B

【 図 9 C 】

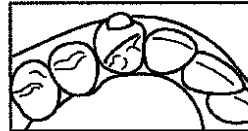


FIG. 9C

【 図 9 A 】

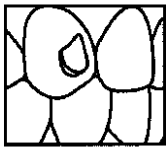


FIG. 9A

【 図 9 D 】

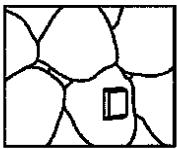


FIG. 9D

【 図 9 G 】



FIG. 9G

【 図 9 E 】

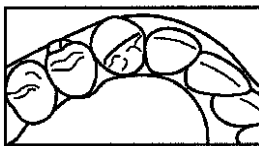


FIG. 9E

【 図 9 H 】

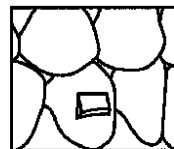


FIG. 9H

【 図 9 F 】

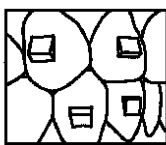


FIG. 9F

【 図 9 I 】



FIG. 9I

【 図 9 J 】

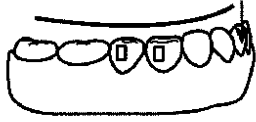


FIG. 9J

【 図 9 L 】

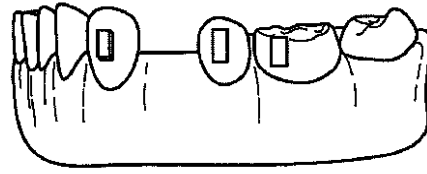


FIG. 9L

【 図 9 K 】

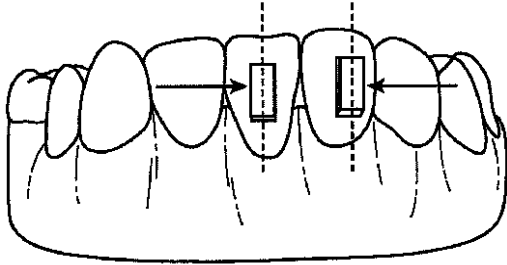


FIG. 9K

【 図 1 0 A 】

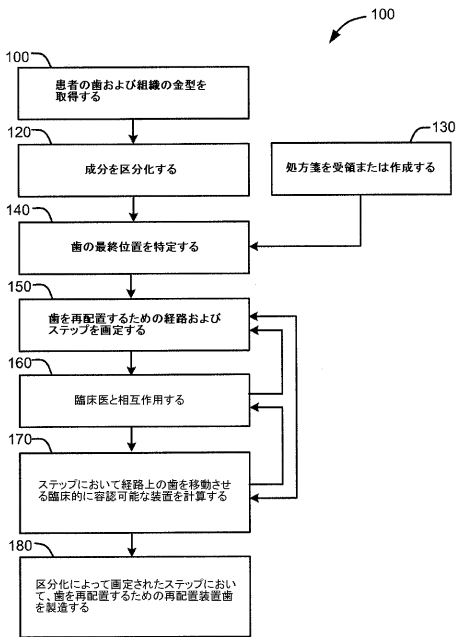


FIG. 10A

【 図 1 0 B 】

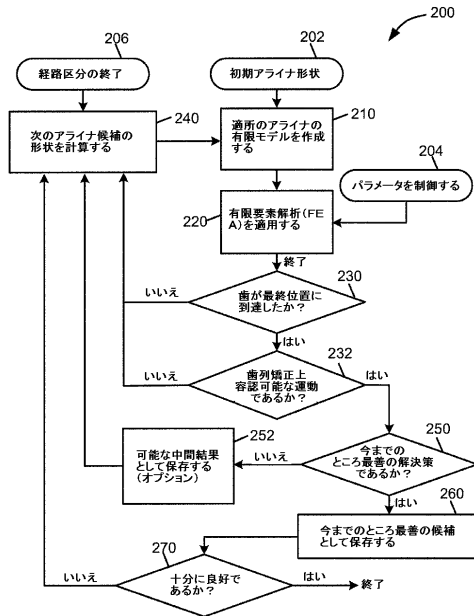


FIG. 10B

【 図 1 1 】

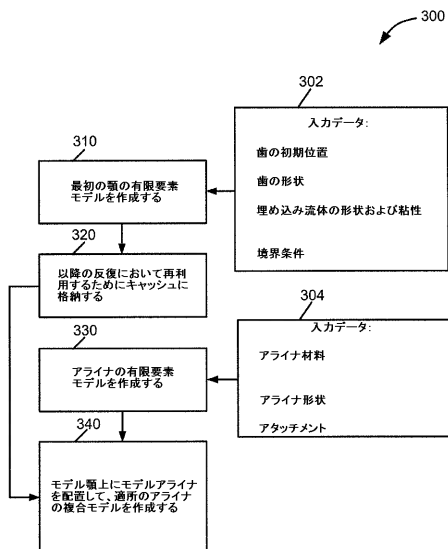


FIG. 11

【 図 1 2 】

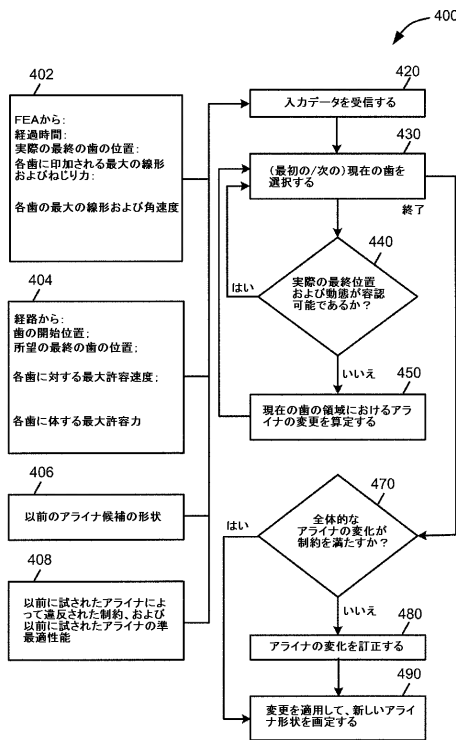


FIG. 12

【 図 1 3 A 】

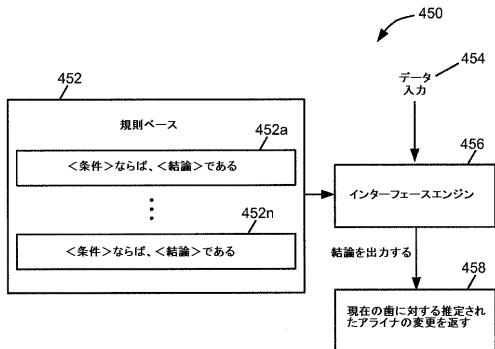


FIG. 13A

【 図 1 3 C 】

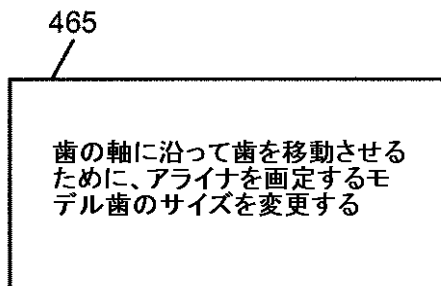


FIG. 13C

【 図 1 3 B 】

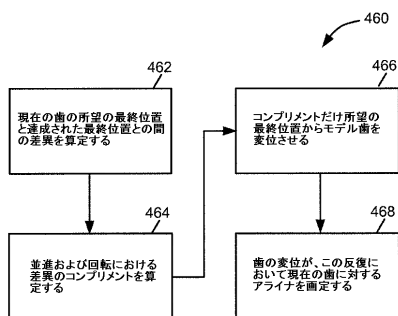


FIG. 13B

【 図 1 3 D 】

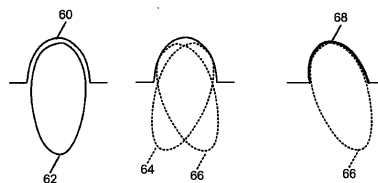


FIG. 13D

【 図 1 4 】

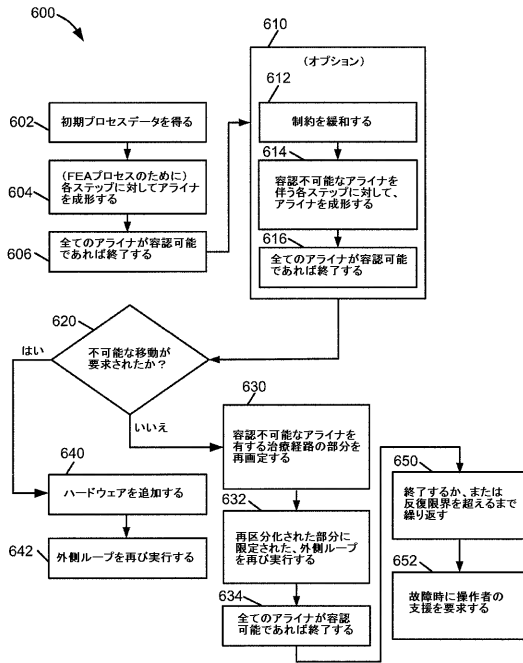


FIG. 14

【 図 1 5 A 】

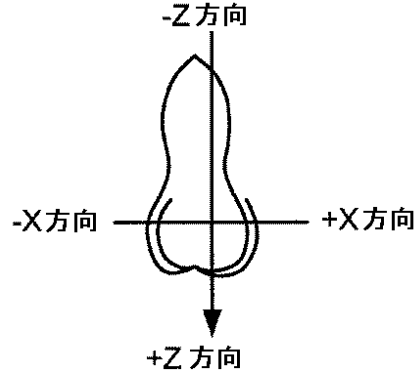


FIG. 15A

【 図 1 5 B 】

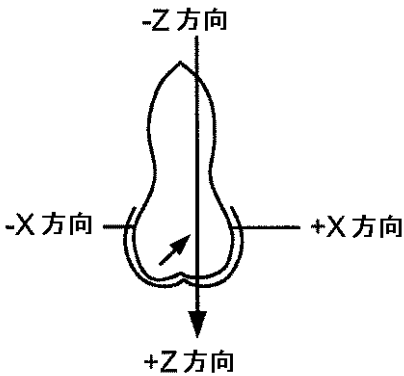


FIG. 15B

【 図 1 5 C 】

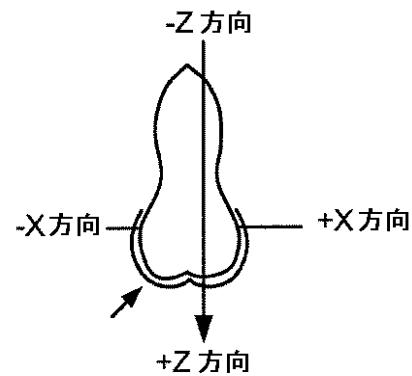


FIG. 15C

【 図 1 5 D 】

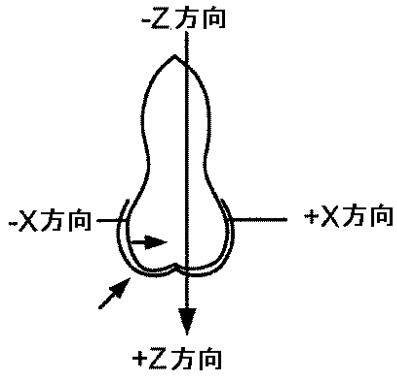


FIG. 15D

【 図 1 6 】

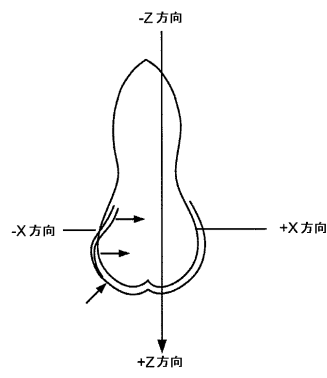


FIG. 16

【 図 1 7 】

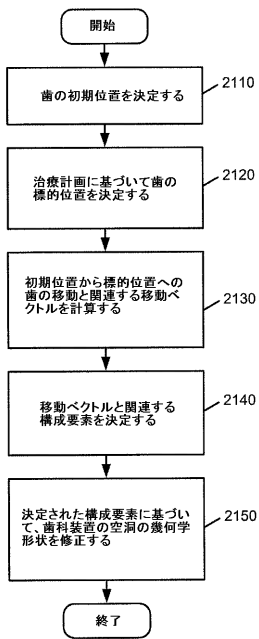


FIG. 17

【 図 1 8 】

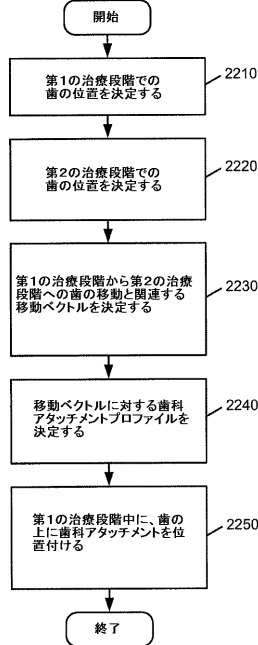


FIG. 18

【 図 1 9 】

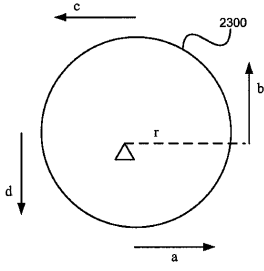


FIG. 19

【 図 2 0 】

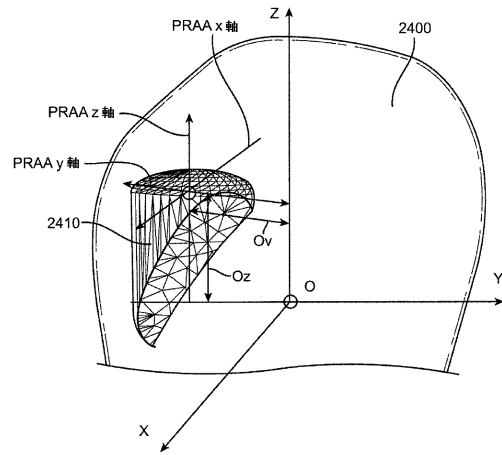


FIG. 20

【 図 2 1 】

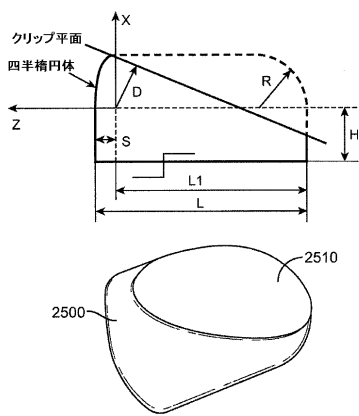


FIG. 21

【 図 2 2 】

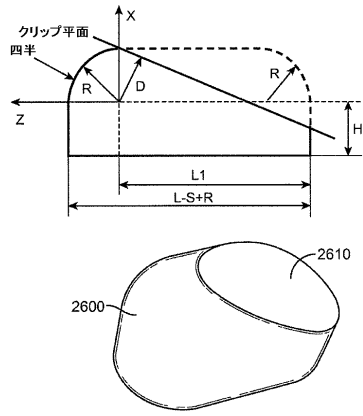


FIG. 22

【 図 2 3 】

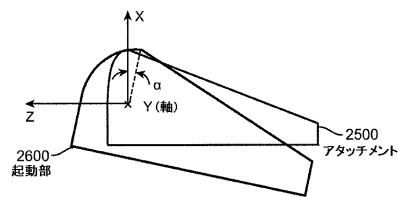


FIG. 23

【 図 2 4 】

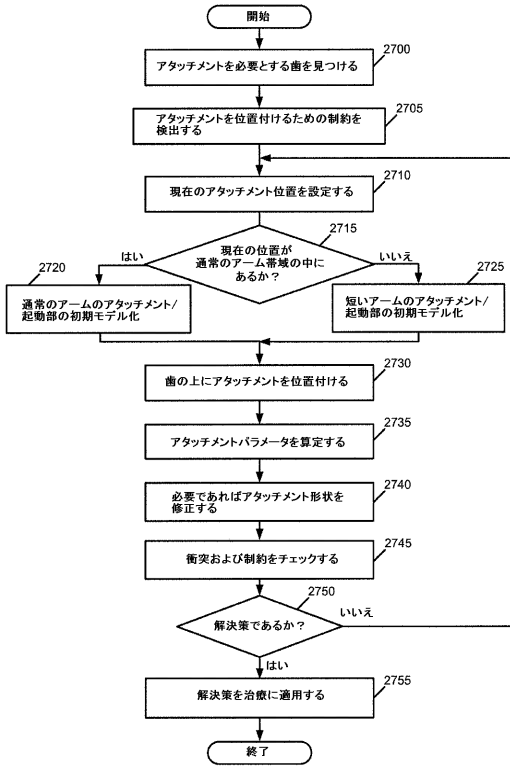


FIG. 24

【 図 2 5 】

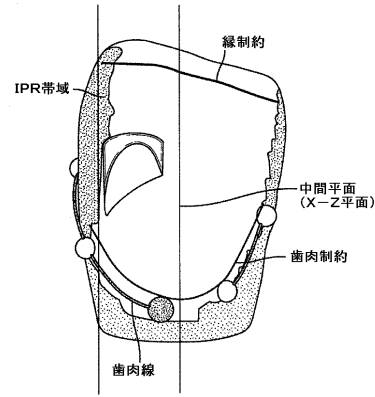


FIG. 25

【 図 2 6 】

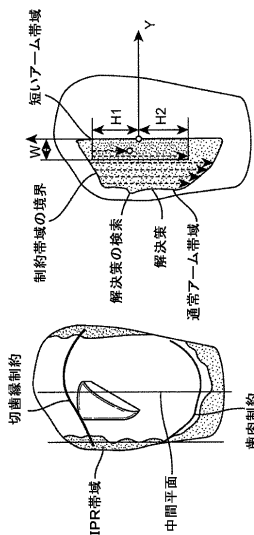


FIG. 26

【 図 2 7 】

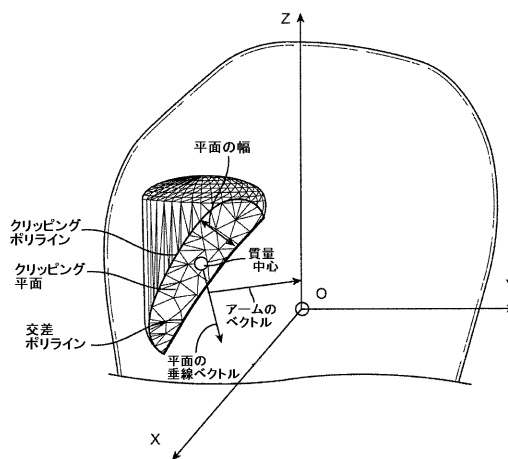


FIG. 27

【 図 2 8 】

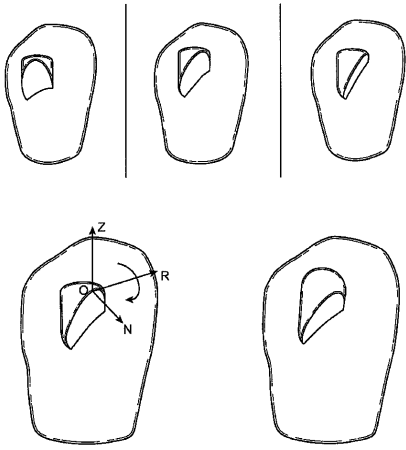


FIG. 28

【 図 2 9 】

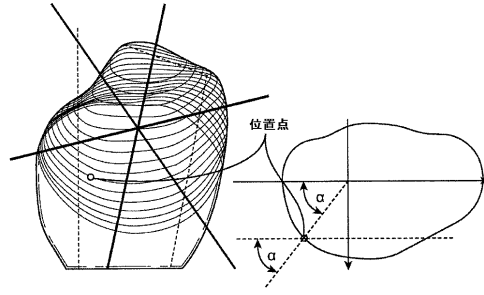


FIG. 29

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2009/065402
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61C 3/00 (2010.01) USPC - 433/24 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(8) - A61C 3/00 (2010.01) USPC - 433/18,24 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) USPTO EAST System (US, USPG-PUB, EPO, DERWENT), MicroPatent		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 2008/0227050 A1 (MARSHALL) 18 September 2008 (18.09.2008) entire document	1-11, 13, 14, 27 <u>12, 15-19</u>
X — Y	US 2006/0223023 A1 (LAI et al) 05 October 2006 (05.10.2006) entire document	20-26 <u>12, 15-19</u>
A	US 4,676,747 A (KESLING) 30 June 1987 (30.06.1987) entire document	1-27
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 January 2010		Date of mailing of the international search report 26 JAN 2010
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 モートン, ジョン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95134, サン ノゼ, リオ ロブルス イー. 25
ナンバー109

(72)発明者 マトフ, バディム
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95118, サン ノゼ, ベラジオ ドライブ 5605

(72)発明者 カオ, ヘン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95118, サン ノゼ, チャンパーティン ドライブ
5789

(72)発明者 キムラ, ライアン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95123, サン ノゼ, コリーン ドライブ 805

(72)発明者 チェン, ジファ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95014, クパチーノ, パークウッド ドライブ 10
190, アpartment 8

(72)発明者 ペセンティ, バスティン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95051, サンタ クララ, キーリー ブールバード
980, ユニット 201

Fターム(参考) 4C052 AA16 JJ01 JJ07