

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4134009号
(P4134009)

(45) 発行日 平成20年8月13日(2008.8.13)

(24) 登録日 平成20年6月6日(2008.6.6)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 C 7/00 (2006.01)	A 6 1 C 7/00 Z

請求項の数 5 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2004-341319 (P2004-341319)	(73) 特許権者	501214845
(22) 出願日	平成16年11月25日(2004.11.25)		アライン テクノロジー, インコーポレ
(62) 分割の表示	特願2000-584831 (P2000-584831)		イテッド
原出願日	平成11年11月23日(1999.11.23)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 950
(65) 公開番号	特開2005-161048 (P2005-161048A)		50-2903, サンタクララ, マーティ
(43) 公開日	平成17年6月23日(2005.6.23)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成16年11月25日(2004.11.25)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	60/110, 189	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成10年11月30日(1998.11.30)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	09/250, 962		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成11年2月16日(1999.2.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の歯を再配置するための器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の歯を再配置するための器具であって、
 該歯を収容するように成型されたキャビティを有するポリマーシェルと、
 該ポリマーシェルとは別個の構成要素である取り外し機構であって、該ポリマーシェル
 に結合された取り外し機構と
 を含み、

該取り外し機構は、該ポリマーシェルが該歯の上で保持される第1状態と該ポリマー
 シェルが該歯から取り外され得る第2状態とを有しており、該取り外し機構は、該第1状態
 から該第2状態に可逆的に切り換え可能であり、該取り外し機構は、第1刺激に
 10
 該第1状態から該第2状態に切り換わり、該取り外し機構は、該第1刺激が取り除かれた
 場合または第2刺激に応答して、該第1状態に戻るよう切り換わり、該第1刺激および
 該第2刺激は、温度、イオン強度、pH比、および液体吸収からなる群から選択される、
 器具。

【請求項 2】

前記取り外し機構が、前記キャビティの少なくとも一部の中に接着剤を含み、該接着剤
 の剥離強度は、該取り外し機構の状態に応じて変化する、請求項1に記載の器具。

【請求項 3】

前記取り外し機構の少なくとも一部の材料の強度は、該取り外し機構の状態に応じて変
 化する、請求項1に記載の器具。

【請求項 4】

前記取り外し機構の形状は、該取り外し機構の状態に応じて変化する、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 5】

前記取り外し機構が、40 ~ 55 の温度にตอบสนองして、前記第 1 状態から前記第 2 状態に切り換わる、請求項 1 に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、1998年11月30日に出版された米国特許仮出願番号60/110,189の利益および優先権を主張する。この全開示は、全ての目的のために参考として本明細書中に援用される。

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

(1. 発明の分野)

本発明は、一般的に、歯科矯正学の分野に関する。より詳細には、本発明は、改善された歯科器具および歯科システム、ならびにこれらを使用および作製するための方法に関する。

【0003】

必要に応じて患者の歯に対する取り付けと組み合わせた弾性ポジショナーは、予め決定された位置への歯の制御された移動のために、歯科矯正処置において使用される。このような器具および処置を提供する際、緩やかな制御された力で、予め決定された理想的な位置へ歯を移動することが重要である。代表的に、この器具は、歯の正確な形状または取り付けデバイスの正確な形状および配置に応じる、配置の正確性を提供するように製造される。

【0004】

歯を整復するための弾性ポジショナーの使用は公知である。このような弾性ポジショナーは弾性材料の薄いシェルを備え、このシェルは、一般的に、患者の歯に適合するが、最初の歯の構造とわずかに整列しない。この構造の適切な選択によって、これらの歯の上への弾性ポジショナーの配置は、経時的に所望の中間の位置または最終的な位置に個々の歯を移動する。本発明に対する特に興味深いこととして、歯科矯正手順を実行するための複数の弾性の歯位置付け器具(multiple elastic tooth positioning appliance)を備えるシステムが、公開されたPCT出願WO98/58596(本出願の受け取り人に譲渡された、同時係属出願番号08/947,080に対応する)に記載される。

【0005】

適切な時間量で歯をある位置から別の位置に移動するために必要とされる、弾力性の整復力は、手強い問題であり得る。受容可能な快適性および見た目を有する、このような力を与え得る器具の設計が、挑戦されてきた。このような力を達成するために、この器具は、比較的剛性(すなわち、高い強度または高いモジュラスを有する)であり、歯に対して十分な握りを提供するべきである。この剛性は、その歯科器具が患者の歯上の適切な位置で安定に維持することを確実にし、かつ歯を移動させるのに必要な整復力を提供する。この剛性はまた、その歯科器具が、アンカーデバイスまたは他の表面特性(歯上に存在して、歯科矯正的な歯の移動を行うための定方向の力を適用し得る)を「握る(grab hold)」のを可能にする。

【0006】

器具の剛性は、整復力を提供するため、および歯上の器具の位置を維持するために所望されるが、その剛性器具の取り外しが、困難であり得る。剛性かつ歯に対して密接に適合する歯のポジショナーは、取り外しのための歯科矯正道具の使用を必要とし得、これは、

10

20

30

40

50

患者による取り外しを非常に困難なものにする。定期的な取り外しは、洗浄、歯科衛生、食事前の取り外し、美容目的のための取り外し、ならびに処置過程での取り外しおよび交換を含む、多くの目的で所望される。しかし、これらの場合のほとんどまたは全てにおいて、患者が通院することは不便である。さらに、その道具の使用は、器具を損傷し得、これは、その道具の再使用を困難または不可能にする。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

これらの理由から、歯から歯科器具を取り外すための、代替的な方法、器具デザインおよびシステムを提供することが所望される。このような方法および器具、システムは、経済的であるべきであり、そして特に、その器具を取り外し、かつその後、再適用する際に、医師および/または患者に経験される困難性および必要とされる時間を減少するべきである。これらの目的の少なくともいくつかは、本明細書中以下に記載される本発明の方法およびシステムによって達成される。

10

【0008】

(2. 背景技術の説明)

WO98/5896および同時係属出願番号08/947,080は、上記に参照される。歯科矯正処置を仕上げるための歯のポジショナーは、Keslingによって、Am. J. Orthod. Oral. Surg. 31:297-304(1945)および32:285-293(1946)に記載される。患者の歯の包括的な歯科矯正的再配列のためのシリコンポジショナーの使用は、Warunekら(1989) J. Clin. Orthod. 23:694-700に記載される。歯の位置を仕上げかつ維持するための透明プラスチック保持装置は、Raintree Essix, Inc., New Orleans, Louisiana 70125、およびTru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota 55902から市販されている。歯科矯正ポジショナーの製造は、米国特許第5,186,623号;同第5,059,118号;同第5,055,039号;同第5,035,613号;同第4,856,991号;同第4,798,534号および同第4,755,139号に記載される。

20

【0009】

歯科ポジショナーの製造および使用を記載する他の刊行物としては、KleemannおよびJanssen(1996) J. Clin. Orthodon. 30:673-680; Cureton(1996) J. Clin. Orthodon. 30:390-395; Chiappone(1980) J. Clin. Orthodon. 14:121-133; Shilliday(1971) Am. J. Orthodontics 59:596-599; Wells(1970) Am. J. Orthodontics 58:351-366; およびCottingham(1969) Am. J. Orthodontics 55:23-31が挙げられる。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

(発明の要旨)

本発明は、改善された歯科器具およびそのような器具の使用および製造方法を提供する。個々の器具は、ポリマーシェルを備え、このシェルは、そのシェル中に形成された、歯を受け入れるキャビティを有する。このシェルは、歯上にその器具を安定に固定するために必要な剛性を有し、歯の整復に必要な制御された力を提供する。以下に詳細に議論されるように、その器具の歯からの取り外しを容易にするための、1以上の取り外し特性および機構が提供される。この取り外し機構は、そのシェルの不可欠な性質または特徴であり得、そして/またはそのシェルに付加される別個の構成要素であり得る。例示的なシェルの性質としては、異なる環境条件(例えば、温度変化、pHの変化、イオン強度の変化など)へのシェルの曝露によって誘導される、剛性または形状における変化が挙げられる。例示的な付加的構成要素としては、接着剤、界面層(シェルと歯との間)、歯アンカー、

40

50

強化構成要素（層、フィラメント、編組など）が挙げられ、ここで、このような構成要素は、剛性、寸法、方向などを変化して、シェルを歯上に選択的に保持または解放し得る。通常、付加的構成要素における変化は、シェルに性質変化を誘導するために使用される同じ型の環境変化によって誘導される。あるいは、別個の構成要素を備える取り外し機構は、外部エネルギー源への曝露によって刺激され得、この外部エネルギー源、例えば、機械的、電氣的、光学的、磁氣的になどで誘発されて、シェルの歯からの解放を、生じるかまたは可能にする変化を誘導する。

【0011】

このような取り外し機構の使用は、多くの点で有利である。環境変化は、医師または患者によって容易に導入され得る。例えば、医師または患者は、適切に加熱した溶液、pH調整した溶液、イオン強度制御した溶液または他の溶液で口を洗浄し得、これらの溶液は、取り外し機構に所望の変化を誘導し得る。機械的、電氣的または光学的に誘発される取り外し機構の使用は、さらなる装置を必要とし得るが、このような機構はまた、非常に単純であり得、そして患者および医師による使用に適切であり得る。全ての場合において、取り外し機構は、通常、可逆的に作製される。すなわち、装置は、取り付け型（ここで、その装置は、歯上の適切な位置で維持される）と解放型（ここで、その装置は、歯から取り外され得る）との間で「切り換え可能」であり得る。このことは、特に有利である。なぜなら、これは、その装置が、任意の目的で一時的に「型を変更され」そして取り外され、次いで処置を継続するために歯上に整備されるのを可能にするからである。

【0012】

本発明の第1の局面において、シェルと歯または他の界面との間のかみ合いの力が、減少または排除されるように、状態変化が、シェル材料の剛性または形状（あるいは、両方）を減少する。この状態変化は、剛性または形状（例えば、硬さ/軟らかさ（デュロメーターによって測定されるような）、弾性、相（形状記憶ポリマーおよび形状記憶材料を用いる場合）など）に影響する、任意の材料特性における変化であり得る。好ましくは、この状態変化は、可逆的であり、その結果、シェルは、失われた剛性を再獲得し得るか、または初期の状態変化を受けている間に失われた形状を回復し得る。剛性の減少は、通常、シェル材料の軟化および/またはシェル材料の弾性の増加を含み、これは、そのシェルが歯上から容易に取り出されるようにするのを可能にする。形状の変化は、その装置の膨張、収縮、部分的な開口、干渉の減少または他の再構成に起因する、その器具と歯または他の界面との間のかみ合いの力を減少または排除する。所望の状態変化は、好ましくは、患者の口に容易にもたらされ得る環境変化によって誘導される。好ましい環境変化は、特定の組成、pH、温度、イオン強度または他の特性を有する溶液での、簡単なうがいによってもたらされ得る変化である。この選択された特性は、患者が、日常生活（少なくとも、その器具の解放を意図しない期間）において通常遭遇しない特性であるべきである。例えば、熱い食べ物および飲み物を、食べるか、または飲む場合に、その器具が取り外されることが意図されない限り、温度は、良好な選択肢ではない。その特性はまた、生理学的に受容可能な特性であるべきである（例えば、非常に高いまたは低いpHは、望ましくないかもしれない）。

【0013】

しかし、「解放」型が、長期間であるかまたは持続可能である必要はない。多くの場合、その取り外し機構は、その取り外し機構がその「取り付け」型にある場合に、歯上へのその器具の装着を可能にする。この装置を取り外すために、その解放型が、取り外しを完了するのに十分な長い間のみ維持される必要がある。次いで、その取り外し機構は、例えば、冷却、pHの変化およびイオン強度変化の結果として、取り付け型に復帰し得、そして解放型を再生する必要なく、歯上に戻される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

1つの実施形態において、この取り外し機構は、その器具に不可欠な特性であり得、これは、通常、シェルまたはシェルの一部の固有の特性である。ポリマー材料から形成され

10

20

30

40

50

た少なくとも1つの層から形成されるシェルを有する歯科矯正装置が、提供される。このシェルは、歯の連続する群にわたって密接に適合するキャビティを有する。歯の連続する群は、少なくとも3つの歯（しかし、通常4以上）を含む。ポリマー材料の少なくとも1つの層は、その器具が歯上に維持される場合の第1の状態およびその装置が歯から取り外され得る場合の第2の状態を有する。この第1の状態は、そのシェルが、任意の「非口内」状態あるいは外部から適用されたエネルギーまたは他の刺激の非存在下で、患者の口内の適所にある場合に存在する。次いで、第2の状態は、上記のように、患者の口内において「非口内」環境を生じることによって選択的に誘導される。この非口内環境は、非生理学的温度（37より高い、好ましくは40～55；または37より低い、好ましくは30より低い）、非生理学的pH（8より高い、好ましくは9より高い、より好ましくは8.5より高い、あるいは7より低い、好ましくは6より低い、より好ましくは6.5より低い）、非生理学的イオン強度（例えば、3%塩化ナトリウム）などからなり得る。

10

【0015】

別の実施形態において、この取り外し機構は、1以上の付加的な構成要素または機構として形成される。このようなシステムは、少なくとも1つのポリマーシェルを備え、このシェルは、患者の歯上に取り外し可能に配置され得る。別個の取り外し可能な構成要素または機構は、第1の状態から第2の状態に切り換え可能である。

【0016】

なお別の実施形態において、歯科器具システムは、キャビティを有するシェルを有する、歯科器具を備える。このシステムは、さらに、このシェルから別々に形成されるか、または存在する、取り付けデバイスを備える。この取り付けデバイスは、通常、歯の外面とそのキャビティの内面との間で位置されるように構成される。このデバイスは、第1の状態（ここで、その器具は、歯上に保持される）と第2の状態（ここで、この器具は、歯から取り外され得る）との間で切り換え可能である。この切り換えは、環境の変化に対する応答として生じるように、刺激または作製される。

20

【0017】

本発明の別の局面において、歯から器具を取り外すための、改善された方法が提供される。好ましくは、この器具は、ポリマーシェルであり、このシェルは、歯を受け入れ、そして弾性的に整復して、最終的な歯の配列を提供するように形付けられたキャビティを有する。第1の局面において、この改善法は、シェルを第1の状態（ここで、その器具は、歯上に保持される）から、第2の状態（ここで、この器具は、歯から取り外され得る）へ変換する工程を包含する。この変換は、患者の口内においてインサイチュで実行される（通常、上記のような環境変化または外部刺激への曝露）。この変換は、反復可能であり、その結果、この器具は、再挿入され得る。

30

【0018】

別の局面において、取り外し可能な漸進性（incremental）歯位置調整器具を製造するための方法が提供され、この方法は、歯型を有するポリマー性材料の少なくとも1つの層のシェルを形成する工程を包含する。このシェルは、歯を受け入れ、そして1つの配列から連続的な配列に弾性的に整復するように形付けられたキャビティを有するよう

40

【0019】

別の局面において、器具システムは、複数の個々の器具を備え、これは、複数の歯科漸進性歯位置調整器具を使用して、最初の歯の配列から最終的な歯の配列へ歯を整復するために使用され得る。この実施形態において、この複数の位置調整器具は、最初の歯の配列から第1の中間の配列へ歯を整復するように選択された形状を有する、第1の器具を備える。この複数の位置調整器具はまた、第1の中間の配列から連続的な中間の配列へ歯を進行的に整復するように選択された形状を有する、1以上の中間の器具を備える。この位置調整器具は、なおさらに、最後の中間の配列から最終的な歯の配列へ歯を進行的に整復す

50

るように選択された形状を有する、最終の器具を備える。このシステムはまた、上記の各々の調整器具へ形成された取り外し機構を備える。この取り外し機構は、第1の状態から第2の状態へ変換して、歯から各器具を解放する。好ましい実施形態において、この変換は、刺激（好ましくは、環境的な刺激または状態）によって活性化される。

【実施例】

【0020】

（特定の実施形態の説明）

図1を参照して、本発明に記載の器具、システムおよび方法は、歯上に取り外し可能に配置可能な、少なくとも1つの器具100を備える。通常、器具100は、複数の漸進性位置調整器具のうちの1つである。この器具は、顎の個々の歯の漸進性整復をもたらすことが意図される。この器具100は、任意の、公知のポジショナー、保持装置、または歯科矯正処置と組み合わせて歯の位置を仕上げかつ維持するために公知の他の取り外し可能な器具に置き換えて使用され得る。本発明の器具は、先行の器具およびシステムと対照的に、漸進的な歯の整復を達成するための、患者による首尾よい使用に特に適切である。例示的な整復器具の完全な記載は、1997年10月10日に出願された、同時係属米国特許出願番号08/947,080（代理人整理番号18563-000110）（全ての目的のために参考として本明細書中に援用される）に記載される。本発明の取り外し可能な機構と共に使用するための、この例示的な歯科器具の記載は、以下に記載される。

【0021】

例示的な器具100は、内キャビティ120、近位縁116および遠位縁118を有する、ポリマーシェル102を備える。キャビティ120は、歯を受け入れ、そしてある歯の配列から連続的な歯の配列へ歯を弾性的に整復するように形付けられる。このポリマーシェルは、好ましくは（しかし、必ずしもそうではないが）、上顎または下顎114に存在する全ての歯に対して適合する。しばしば、特定の1つの歯のみが整復され、一方他の歯は、整復器具が整復されるべき歯に対する弾性的な整復力を適用するように、その整復器具を適切な位置に保持するための土台またはアンカー領域を提供する。歯肉および/または口蓋（palette）もまた、アンカー領域として作用し得、従って、これは、全てまたはほとんど全ての歯が同時に整復されるのを可能にする。さらに、器具100の取り付け点としてもまた作用し得る、アンカーおよび接着剤（以下により詳細に記載される）が利用可能である。以下は、歯に対して器具100を固定するための種々の実施形態の記載である。

【0022】

図2、2Aおよび2Bを参照して最良に理解され得るように、シェル102は、通常、患者がシェルを噛むことによって、または他の形態の手動の圧力をシェルに適用することによって、歯Tに対して押し付けられる。縁116および118は、歯のアンダーカットUとして既知の部分に係合するように作製される。代表的に、この型の係合は、特定の歯の移動（例えば、挺出（すなわち、歯の上方への移動））を可能にするという点で、補助的である。

【0023】

シェル102は、予め決定された材料のモジュラス（剛性とも称される）を有する材料で作製される。一般的に、このモジュラスは、材料試料に対する応力試験および歪み試験を行い、そしてその結果をプロットすることによって決定される、材料の固有の剛性の尺度である。この結果から得られた直線の傾きの値が、モジュラスである。このモジュラスは、個々の患者の整復の必要性によって設定される必要条件に基づく歯の整復に必要とされるコンプライアンスに適合するように、予め決定され得る。1つの例において、シェルは、約0.1GPa~4GPa、通常、0.5GPa~3GPa、好ましくは、約0.8GPa~1.5GPaの間の範囲のモジュラスを有し得る。

【0024】

しばしば、シェルは、領域全体にわたって均一の特性（特に、剛性）を有する材料から形成される。しかし、いくつかの例において、異なる点またはセグメントで、そのシェル

10

20

30

40

50

の剛性、厚さまたは他の材料特性を変化することが望ましい。また、他の層、強化エレメント、孔または構成要素が、シェルに対してそのシェルの剛性および/または他の機械特性を変化するために付加され得る。

【 0 0 2 5 】

シェルの剛性は、縁 1 1 6 および 1 1 8 のアンダーカット U との係合を維持し、このアンダーカットは、器具を正しく保持して、そして歯の修復をもたらすように設計される。しかし、この剛性は、シェルがアンダーカットから容易に取り外されることを防止する。従って、シェルを歯から取り外す労力を減少するために、シェルの剛性は改変され得る。例えば、上記の例において、シェル 1 0 2 と歯の界面との間の 1 ~ 4 G P a の剛性を減少するために、シェルの剛性は、少なくとも 1 0 %、通常、少なくとも 5 0 %、代表的には、約 1 0 % ~ 9 0 %、より代表的には、約 5 0 % ~ 9 0 %、一時的に減少される必要があり得る。

10

【 0 0 2 6 】

一旦、シェル 1 0 2 が適所に配置される（例えば、歯のアンダーカット U に係合される）と、このシェルは、所望の修復強度を歯に与える。所望されるような時点で、次いで、シェル 1 0 2 は、歯から取り外される。このシェルの取り外しに関する 1 実施形態においては、シェル 1 0 2 は、第 1 状態から第 2 状態への変化を起こし得るポリマー材料から作製され得る。この状態には、例えば、材料の特性の変化または形状の変化が挙げられる。これらの変化は、シェル全体にわたって生じるようにされ得るが、少なくともアンダーカットとの係合の領域において生じるようにされ得る。材料の特性または形状の変化は、適切なように、シェルの剛性を除去するかまたは減少させ、このことは、この器具の取り外しを非常により容易にする。このシェルは、材料の単一の層、または他に複数のポリマー材料を含み得る。各層が、互いに独立してまたは同時に、特性変化を起こし得る。層（単数または複数）はまた、形状の変化を起こし得る架橋ポリマーから作製され得る。この実施形態においては、シェル 1 0 2 は変形し得、その結果、シェル 1 0 2 のエッジ 1 1 6 および 1 1 8 はアンダーカット U から脱係合され得、次いでこれによって、器具 1 0 0 の容易な取り外しを可能にする。

20

【 0 0 2 7 】

代替の実施形態において、アンダーカットとの係合に加えて、またはいくつかの場合にはアンダーカットとの係合の代わりに、接着剤 1 2 2（図 2 B）が使用されて、器具 1 0 0 と歯との間に保持強度を追加し得る。この接着剤の剥離強度は、このシェルの取り外しの目的で、減少または排除され得る。例えば、その最初の状態において、接着剤は約 2 5 0 g / c m 以上の剥離強度を有するべきであるが、このシェルを取り外すためには、その剥離強度は 2 5 0 g / c m の閾値未満の値まで減少される。接着剤（例えばポリエチルアクリレート - ヘキサデシルアクリレートの X A M A 2 とのコポリマー、架橋剤を含むポリペンタデシルアクリレート、X A M A 2 を含むポリオクタデシルアクリレートなどの、結晶化可能な側鎖をベースとするポリマーである組成を有する）は、このような目的で使用され得る。この接着剤の剥離強度を減少させる能力は、この器具の取り外しを容易にする。以下に記載する様式で、この接着剤は、環境の変化（例えば、温度）、または剥離強度を減少させるための他の適切な刺激に曝され得る。剥離強度は、環境の変化または刺激が変化するかまたは除去された後に回復し得るので、このシェルが歯から取り外される回数にかかわらず、シェルへの 1 回のみの接着剤の塗布が必要であり得る。

30

40

【 0 0 2 8 】

別の代替の実施形態においては、シェル 1 0 2 はまた、シェル 1 0 2 と取付けデバイス（アンカー 1 2 4 など）との係合を通して、歯に保持または固定され得る（図 3、3 A および 3 B）。取付けデバイス 1 2 4 は、接着剤あるいは類似の結合物質を使用して、歯の遠位表面（歯と頬との間）および/または近位表面（歯と舌との間）に固定され得る。様々な取付けデバイス設計が、以下にさらに詳細に記載される。従来のワイヤ装具と共に使用される歯アンカーは周知であり、特許および歯科文献に記載される。本発明における使用のために、アンカーは、器具が適所にある場合に器具と歯との間の力伝達界面を尖らせ

50

る目的を有する、任意の様々な材料特性を有し得る。アンカーは、大部分は固体の、生理学的に受容可能な材料（特に、金属、セラミック、およびポリマー）から形成され得る。これらの材料は、剛性、弾性、またはプログラム可能であり得、例えば、形状記憶ポリマーまたは金属合金であり得る。いくつかの例においては、このアンカーが機械的に複雑である（例えば、関節付き、回転可能、またはこの器具の歯からの取り外しもしくは取り付けを容易にするために別の様式で整復可能）こともまた可能である。

【0029】

取り付けデバイス124は、係合表面130を有し、これは、キャビティ120の内部表面に形成される陥凹特性128に対応する。上述のように、シェル102が歯Tに押し付けられるにつれて、シェルキャビティ120の内部表面126は、陥凹特性128が係合表面130との合致に達するまで、係合表面130とスライドしながら接触する。この時点で、陥凹128は、アンカー124の形状の周りにぴったりフィットして順応し、シェル102を適所に保持する。図3、3A、および3Bに示すアンカー124の幾何学的形状から理解され得るように、アンカー124とシェル102との間の係合は「一方向」係合であり、このことは、シェル102が実質的に適切な位置にロックされることを意味する。

10

【0030】

この代替の実施形態において、アンカー124は、材料特性の変化を起こすようにされ得るポリマー材料から作製され得る。特に、最初の状態におけるアンカー124の強度、およびシェル102の強度の組み合わせは、シェル102を歯に保持するに十分であり得、その結果、シェル102は容易には取り外され得ない。しかし、アンカーの材料特性が変化すると、この強度の組み合わせが減少する。この強度がシェル102を取り外すために適用される力より低く減少されると、シェルは歯から浮き上がる。あるいは、アンカー124は、架橋ポリマーから作製され得る。この代替の実施形態においては、アンカー124は形状の変化を起こし得、これは、アンカーの構造を変化させ、その結果、アンカーとシェルとの間の係合が弱まるか、そうでなければ除去される。アンカーの全体の形状が変化し得るが、この形状の変化は少なくとも、アンカーとシェルとの間の係合の領域で起こり得る。このアンカーは、単一の層から作製され得るか、または以下にさらに詳細に記載するように、各々がポリマーもしくは架橋ポリマーから作製される複数の層から作製され得る。

20

30

【0031】

シェル102はまた、ワイヤ、フィラメント、メッシュ、リング、および/または編組などの、補強構造を有して構成され得る。この補強構造もまた、材料特性または他の形状変化を起こし得、その結果、この変化が、この器具の歯からの取り外しを容易にする。例えば、器具100は、ポリマーの外部層、およびこの器具の、アンダーカットとの係合もしくはアンカーとの係合のいずれかに近い少なくとも一部分に埋没される金属の内部ワイヤを用いて、作製され得る。この金属内側ワイヤは、Nitinol（登録商標）、Bimetal（登録商標）、Memotal（登録商標）または類似の合金などの、形状記憶金属から作製され得る。このワイヤは、熱刺激または他の外部刺激に曝露されるにつれて、材料特性（および/または形状）の変化を起こす。この例において、このワイヤは形状を変化させる。このワイヤは器具の内部に埋没されているので、この器具もまた形状を変化させ、これによって、歯を支持するシェルを減少させる。

40

【0032】

好ましい実施形態において、上述の変化は、所定の温度（好ましくは、平均体温より高い温度）においてガラス転移を起こす、様々なポリマーに使用によって、提供され得る。以下は、ガラス転移温度の変化により起こる様々な材料特性および形状変化の記載である。

【0033】

ガラス転移は、それに分子転移が組み込まれたプラスチック（例えば、ポリマー）を使用することによって、生じ得る。このポリマー材料は生体適合性であり、そして達成され

50

るガラス転移が、その器具を本明細書中以下に説明するような熱刺激に曝露すると達成されるように、処方される。この器具に組み込まれる分子転移は、代表的に、熱転移の形態（例えば、そのポリマー側鎖、ポリマー主鎖の結晶融点（37より高い、好ましくは40と55との間）、またはポリマー鎖の液晶（メソフェーズ）転移）である。この熱転移はまた、ガラス転移現象または局在モード分子転移によって、アクセスされ得る。実施例1～12は、このような材料の例示的列挙を提供する。

【0034】

1実施形態においては、ガラス転移による取り外し機構は、図4A、4Bおよび4Cに示すような、シェル102内に構成される単一の層または複数の材料層131を含み得る。このシェルは、様々な数の層132を含み得、これらは各々が、可変の厚みおよび/または可変のガラス転移温度を有し得る。これらの層は、様々な配向および構成で形成されて、モジュラスおよび装置の要求に適合し得る。シェルの層は、熱形成または類似のプロセスなどのプロセスによって形成され、そしてこれらの上に、整復力を歯に適切に付与するために必要である、所望のシェルキャビティおよび陥凹を形成される。

【0035】

【表1】

ガラス転移ポリマー

実施例1.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカーボネート	5ミル	高温
2	ポリ塩化ビニル (PVC)	10ミル	低温
3	PVC	10ミル	低温
4	PVC	10ミル	低温
5	PVC	10ミル	低温
6	ポリカーボネート	5ミル	高温

実施例2.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカーボネート	10ミル	高温
2	PVC	10ミル	低温
3	PVC	10ミル	低温
4	ポリカーボネート	10ミル	高温

実施例3.

層	材料	厚み	温度、相
1	PMMA	5ミル	高温
2	ポリエチレン (PE)	10ミル	低温
3	PE	10ミル	低温
4	PE	10ミル	低温
5	PE	10ミル	低温
6	PMMA	5ミル	高温

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

(表 | の続き)

実施例 4.

層	材料	厚み	温度、相	
1	PMMA	10ミル	高温	
2	PE	10ミル	低温	
3	PE	10ミル	低温	10
4	PMMA	10ミル	高温	

実施例 5.

層	材料	厚み	温度、相	
1	ポリカーボネート	5ミル	高温	
2	PE	10ミル	低温	
3	PE	10ミル	低温	
4	PE	10ミル	低温	20
5	PE	10ミル	低温	
6	ポリカーボネート	5ミル	高温	

実施例 6.

層	材料	厚み	温度、相	
1	ポリカーボネート	10ミル	高温	
2	PE	10ミル	低温	
3	PE	10ミル	低温	30
4	ポリカーボネート	10ミル	高温	

【 0 0 3 7 】

(表1)の続き)

実施例7.

層	材料	厚み	温度、相
1	PMMA	5ミル	高温
2	PE	10ミル	低温
3	PE	10ミル	低温
4	PE	10ミル	低温
5	PE	10ミル	低温
6	PMMA	5ミル	高温

10

実施例8.

層	材料	厚み	温度、相
1	PMMA	10ミル	高温
2	PE	10ミル	低温
3	PE	10ミル	低温
4	PMMA	10ミル	高温

20

実施例9.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカーボネート	20ミル	高温
2	PE	20ミル	低温

実施例10.

層	材料	厚み	温度、相
1	PMMA	20ミル	高温
2	PVC	20ミル	低温

30

【0038】

(表 1)の続き)

実施例 1 1.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカーボネート	20ミル	高温
2	PVC	20ミル	低温

実施例 1 2.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリスルホン	20ミル	高温
2	PE	20ミル	低温

10

【0039】

代表的な実施形態において、例示の目的で上記実施例 1 のような材料を使用して、シェル 102 は、第 1、第 2、および第 3 の内部層 132 を有し得、それぞれの層が 10ミルのポリ塩化ビニル (PVC) 材料を含み、これは、約 50 のガラス転移温度を有する。内部層 132 は、外部層 134 により挟まれ、これらの外部層は、各々が 5ミルのポリカーボネート材料であり、これは、約 150 のガラス転移温度を有する。ポリカーボネート外部層 134 および PVC 内部層 132 は、両方の材料のガラス転移温度より低温にある間に、全ての層の組み合わせられたモジュラスを有して、このシェルに所望のモジュラスまたは強度を提供し、歯をつかんで保持し、整備するべきである。あるいは、内部層は、外部層より高い転移温度を有して構成され得る。これらの層間のガラス転移温度の閾値を逆転させることによって、外部層は剛性を失うように、一方で内部層はその剛性を維持するように、作製され得る。

20

【0040】

好ましい操作において、熱刺激は、シェル 102 に付与される。内部層 132 のガラス転移温度より高いが外部層 134 のガラス転移温度より低い温度である。一旦、内部層 132 がそのガラス転移温度に達すると、これらは剛性を失い、従ってシェル 102 の剛性に対するこれらの寄与が取り除かれる。シェル 102 は剛性がより低くなるので、この器具は操作されて歯から取り外され得る。

30

【0041】

外部層 134 は、ガラス転移温度に達することを防止される構造部材または上部構造を提供し、その結果、これはその元の形状を維持する。従って、一旦、器具 100 が歯から取り外されると、上記プロセスが逆にされ得る。このプロセスを逆にするために、内部層 132 は、そのガラス転移温度にされ得、これは、内部層 132 をその最初の高剛性状態に戻す。次いで、器具 100 は、上述の様式で歯に再度適用され得、そして取り外し機構の開始前と実質的に同じ剛性、従って同じ有効性を有する。

40

【0042】

ガラス転移による取り外し機構はまた、「組み込み (built-in)」記憶能力を有する、様々な異なるホモポリマー、架橋ホモポリマー、および/または熱可塑性物質のコポリマーブレンドの少なくとも 1つの層を含み得る。これらの材料 (代表的な列挙を以下の実施例 13 ~ 21 に示す) は、所定のガラス転移温度を有するように、個々に選択されるか、または一緒にブレンドされる。例示の目的のために、図 4D に示すように、この層の形状は、単一の材料層 132 を含み得、これは、約 1.0ミル ~ 60ミル、好ましくは 10 ~ 40ミルの範囲であり得る。

【0043】

【表 2】

ガラス転移ポリマー—架橋

実施例 13.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカプロラクトン (Polycaprolactone)	40ミル	40～55℃

10

実施例 14.

層	材料	厚み	温度、相
1	Vestenamer	40ミル	40～55℃

実施例 15.

層	材料	厚み	温度、相
1	PMMA/ポリエチレンブレンド	40ミル	40～55℃

20

実施例 16.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリカーボネート/ポリエチレン ブレンド	40ミル	40～55℃

実施例 17.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリスルホン/ポリエチレン ブレンド	40ミル	40～55℃

30

実施例 18.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリエステル	40ミル	40～55℃

【 0 0 4 4 】

(表2の続き)

実施例19.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリエステル/ポリカーボネート ブレンド	40ミル	40~55℃

実施例20.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリウレタン	40ミル	40~55℃

実施例21.

層	材料	厚み	温度、相
1	ポリウレタン/ポリカーボネート ブレンド	40ミル	40~55℃

【0045】

図5Aおよび5Bにおいて、シェル102に組み込まれた記憶による取外し機構が、製造の様々な段階で示される。記憶による取外し機構を形成するために、実施例13~21に提供するもののような材料は、シートとして押出され、次いで異なる任意の形状に形成され、そして器具の一般的な形状に近付きさえし得る。

【0046】

具体的には、架橋ポリマーは、矩形の断面のフォーム140に形成され得るか、あるいはこのフォームは、任意の形状(ドーム状または平坦なシートなど)であり得る。このフォームは、最初の状態または第1状態と考えられる。フォーム140は、歯に整復力を適切に付与するために必要である所望の表面特性を有して、熱形成または類似のプロセスにより、器具142に作製され得る。次いで、器具142はそのガラス転移温度未満まで冷却され、同時に所望の器具の形状に拘束される。器具142は、この器具が予め設定されたガラス転移温度より高い温度に曝露されない限り、この形状を維持する。

【0047】

歯に固定された後に、取外しが必要とされるような場合に、単一層のシェルは、この材料がそのガラス転移温度を超えるように、熱刺激に曝露される。この温度の変化は、器具142がその元の状態(例えば、フォーム140)に戻ることを引き起こす。フォーム140の元の状態は器具142とは異なる形状を有するので、係合力が減少する。

【0048】

記憶による取外し機構は、可逆的に作製され得る。例示的な実施形態においては、フォーム140は、図6に図示する器具148に示すように、外部層152の間に挟まれた複数の内部層150から作製され得る。これらの層は、要求されるモジュラスに依存して、可変の厚みおよび可変のガラス転移温度を有し得る。内部層150は、実施例13~21に記載するもののような、ホモポリマー、架橋ホモポリマー、コポリマー、および/または架橋コポリマーから作製され得る。外部層152は、内部層より高い(または低い)ガラス転移温度を有する、ポリカーボネートまたは類似の材料から作製され得る。これらの層は、整復力を歯に適切に付与するために必要な所望の表面特性および陥凹を有して、形成される。

【0049】

この実施形態の例示的な操作において、この器具が歯に適用された後に、この器具の取

10

20

30

40

50

外しが必要とされるような場合に、熱刺激がシェル102に付与される。この開始の温度は、内部層150のガラス転移温度より高いが、外部層152のガラス転移温度より低い。一旦、内部層150がそのガラス転移温度に達すると、これらはその元の形状に再構成を試み、一方で外部層152は、その元の形状を維持し続ける。内部層の再構成の試みにより発生する内力が、外部層152を矢印154の方向に外向きに押し、最終的にエッジ116および118が位置156に達する。これらのエッジを位置156まで移動させる際に、器具148と歯との間の係合力の減少が提供されて、この器具の取外しを可能にする。

【0050】

このプロセスは、このシェルを内部層150のガラス転移温度未満まで冷却することによって、逆転され得る。外部層152がその有用な形状を維持し、そして器具がそのもとの状態に戻るまで、矢印158の方向に内向きの偏倚力を付与し続ける。

10

【0051】

図3Aおよび3Bに示す、ガラス転移による取外し機構のなお別の実施形態においては、少なくとも1つのアンカー124が使用されて、この器具を歯に固定し得る。この器具と同じ様式で、アンカー124は上述と同じポリマーから作製され得、同じタイプの状態変化を起こし得る。例えば、アンカー124は複数の層を含み得るが、少なくとも一層は、上記実施例の材料の処方を含む。熱刺激に曝露されると、アンカー124はガラス転移を起こし得る。従って、アンカー124は、強度を失うか、形状を変化させるか、またはその両方のいずれかのために構成され得、これはこのシェルのアンカーからの取外しを容易にする。

20

【0052】

上に記載した全ての実施形態は、実施者の判断を条件として、組み合わせでまたは独立して使用され得る。

【0053】

上記実施形態の各々において、ガラス転移温度は、この器具の状態変化プロセスを活性化させるための閾値温度として記載される。しかし、代替的に、融点温度が、閾値温度として使用され得る。融点温度を使用することの利点は、1つの状態から別の状態への特性の変化がより大きいことである。また、特性の変化が類似の温度範囲にわたって起こる。

【0054】

30

上述の実施形態のいずれかにおいて状態変化を開始させるために使用され得る、様々な熱刺激が確認されてきた。例えば、熱は、熱エネルギーの供給源（そのより大きな熱移動能のため、好ましくは液体）を導入することによって、この器具に供給され得る。加熱された液体はシェル102への迅速な熱の移動を引き起こし、温度がこのシェルの転移温度に達するまで、このシェルの温度を上昇させ、このシェルの第2状態への転移を引き起こす。

【0055】

同様に、磁気、電気、および無線波が、所望の状態変化を引き起こすための熱の二次供給源として、使用され得る。このような外部熱はまた、赤外線、マイクロ波、または高周波の供給源、ならびに抵抗熱（resistive heating）により、付与され得る。

40

【0056】

【表 3】

紫外線および/または熱により開始する重合のための処方物

実施例 2 2.

材料	重量パーセント
メチルメタクリレート	50%
ブチルメタクリレート	15%
ヘキシルメタクリレート	30%
1, 4 ブタンジオールジメタクリレート	4.6%
USP 245	0.4%

10

実施例 2 3.

材料	重量パーセント
イソブチルメタクリレート	30%
ヘキシルメタクリレート	20%
オクタデシルメタクリレート	22%
ポリエチレングリコールジメタクリレート	10%
Perkadox 16N	0.3%
メチルメタクリレート	18%

20

【0057】

実施例 2 2 および 2 3 は、従来の熱源を使用して熱的にか、または紫外 (UV) 光の使用によってかのいずれかで重合し得る、ガラス転移材料である。UV による重合が所望される場合には、Duracure 1173 またはベンゾインメチルエーテルなどの UV 開始剤が、上記実施例 2 2 および 2 3 における USP

30

245 または Perkadox 16N の代わりに添加され得る。実施例 2 2 および 2 3 の材料を、上述のように、シェル内またはアンカー内に使用し得る。

【0058】

本発明の取外し機構はまた、所定の pH 比を有する水性緩衝液に曝露されると第 1 状態から第 2 状態へと変化する処方物を提供するために、一緒に使用されるポリマーを含み得る。代表的な、示した材料処方物は、例えば、実施例 2 4 ~ 2 7 などである。

【0059】

代表的に、pH 感受性の器具が歯に適用される場合には、ヒトの口の pH レベル (通常の生理学的 pH レベル) に曝露されたときに、シェル 102 は最小限に (例えば約 10% まで) 水和される。この器具が取り外されるべきである場合には、この器具は、口の pH 比を変化させる溶液に曝露され得る。使用される材料処方物に依存して、pH の変化は、通常の pH レベルにある場合よりも、例えば約 90% まで、器具の水和を引き起こす。この器具が水和状態の変化を起こす場合には、この器具は寸法を変化させる。例えば、直線状の寸法は、より低い水和状態からより高い水和状態になった場合に、約 2% ~ 300% 変化し得る。この器具の膨潤は、それが歯と適切に係合する能力を取り除く。

40

【0060】

【表 4】

液体の吸収による変化のための処方物

実施例 2 4.

材料	重量パーセント
N-ビニルピロリドン	2 5 %
ブチルアクリレート	4 0 %
イソボルニルメタクリレート	3 0 %
1, 6-ヘキサンジオールジメタクリレート	5 %
アゾビスイソブチルニトリル	0. 5 %

10

実施例 2 5.

材料	重量パーセント
2-ヒドロキシエチルメタクリレート	4 5 %
メチルメタクリレート	3 5 %
ブチルメタクリレート	1 5 %
ポリエチレングリコールジメタクリレート	5 %
過酸化ベンゾイル	0. 5 %

20

実施例 2 6.

材料	重量パーセント
メタクリル酸	2 0 %
メチルメタクリレート	4 0 %
オクタデシルメタクリレート	3 5 %
エチレングリコールジメタクリレート	5 %
アゾビスイソブチルニトリル	0. 5 %

30

【 0 0 6 1 】

(表 4 の続き)

実施例 2 7.

材料	重量パーセント
アクリル酸	2 0 %
メチルメタクリレート	4 0 %
オクタデシルメタクリレート	3 5 %
エチレングリコールジメタクリレート	5 %
アゾビスイソブチルニトリル	0. 5 %

40

【 0 0 6 2 】

あるいは、アンカー取付け具は、実施例 2 4 ~ 2 7 に列挙するもののような材料から作

50

製され得、そして異なる pH 比に曝露された場合に、水和状態の変化を起こすようにされ得る。1 実施形態において、通常の pH レベルにある間は、この取付けデバイスは、器具と歯との間の係合を容易にするサイズにまで膨潤し得る。例えば、アンカーの水和は、約 90% までであり得る。この取付けデバイスが異なる pH レベルに曝露される場合に、この取付けデバイスは水和し、そして収縮してその器具から脱係合する。この寸法の変化の範囲は、その取付けデバイスの材料組成に依存するが、それにもかかわらず、この器具の取外しを可能とするに十分である。上記のように、器具の特性および取付けデバイスの変化は、一緒にまたは独立して起こり得る。

【0063】

取外し機構はまた、イオン強度変化により引き起こされる状態変化にも応答し得、これは、異なる濃度の塩 (NaCl または糖を含む) にポリマーが曝露される際に、水の吸収を引き起こす。

10

【0064】

代表的に、この器具が歯に適用される場合には、シェルは、ヒトの口の中の平均濃度 (通常のイオン強度) に基づいて、最小限 (例えば、約 10% まで) に水和する。この器具が取り外される場合には、この器具は塩の濃度の変化を引き起こす溶液に曝露され得る。使用される材料処方に依存して、塩濃度の変化は、通常の濃度範囲にある場合より例えば約 90% まで、その器具の水和を引き起こす。例示的な材料処方物は、実施例 28 および 29 に記載される。この器具が水和状態の変化を起こす場合には、この器具は寸法を変化させる。例えば、直線状の寸法は、より低い水和状態からより高い水和状態になると、約 2% ~ 300% 変化し得る。

20

【0065】

【表 5】

異なるイオン強度条件の液体の吸収による変化のための処方物

実施例 28.

材料	重量パーセント
N-ビニルピロリドン	25%
ブチルアクリレート	40%
イソボルニルメタクリレート	30%
1,6-ヘキサジオールジメタクリレート	5%
アゾビスイソブチルニトリル	0.5%

30

実施例 29.

材料	重量パーセント
2-ヒドロキシエチルメタクリレート	45%
メチルメタクリレート	35%
ブチルメタクリレート	15%
ポリエチレングリコールジメタクリレート	5%
過酸化ベンゾイル	0.5%

40

【0066】

あるいは、アンカー取付け具はまた、実施例 28 および 29 の材料から作製され得、そして異なる濃度の塩に曝露されると、水和状態の変化を起こし得る。最初の状態において

50

は、取付けデバイスは、器具と歯との間の係合を容易にする大きさにまで膨潤し得る。例えば、アンカーの水和は、約90%までであり得る。取付けデバイスが異なる濃度の塩に曝露されると、取付けデバイスは脱水和して収縮し、器具から脱係合する。寸法変化の範囲は、取付けデバイスの材料組成に依存する。前記のように、器具の特性および取付けデバイスの変化は、一緒にまたは独立して起こり得る。

【0067】

上記は、本発明の好ましい実施形態の完全な記載であるが、様々な変更、改変、および均等物が使用され得る。1実施例において、器具100は、しっかりと噛むことまたは手での直接の圧力の付与のいずれかによる、圧力が歯の頂部表面に下向きに方向付けられる場合に、歯から取り外され得る。この圧力はエッジ116および118を外向きの方向に強制し、従って器具と歯の界面との間の係合を取り外し得る。

10

【0068】

従って、上の記載は、添付の特許請求の範囲によって規定される本発明の範囲を限定するとみなされるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】図1は、本発明に従って形付けられた歯科器具を伴う、患者の顎を示す。

【図2】図2、2Aおよび2Bは、図1の器具を歯上へ固定するための実施形態の断面図である。

【図2A】図2、2Aおよび2Bは、図1の器具を歯上へ固定するための実施形態の断面図である。

20

【図2B】図2、2Aおよび2Bは、図1の器具を歯上へ固定するための実施形態の断面図である。

【図3】図3、3Aおよび3Bは、図1の器具を歯上へ固定するための取り付けデバイスの断面図である。

【図3A】図3、3Aおよび3Bは、図1の器具を歯上へ固定するための取り付けデバイスの断面図である。

【図3B】図3、3Aおよび3Bは、図1の器具を歯上へ固定するための取り付けデバイスの断面図である。

【図4A】図4A～4Dは、本発明に従って使用される層状形態の概略図である。

30

【図4B】図4A～4Dは、本発明に従って使用される層状形態の概略図である。

【図4C】図4A～4Dは、本発明に従って使用される層状形態の概略図である。

【図4D】図4A～4Dは、本発明に従って使用される層状形態の概略図である。

【図5A】図5A～5Bは、本発明に従って器具を形成するためのプロセスの断面図である。

【図5B】図5A～5Bは、本発明に従って器具を形成するためのプロセスの断面図である。

【図6】図6は、本発明の1つの実施形態の断面図の例示である。

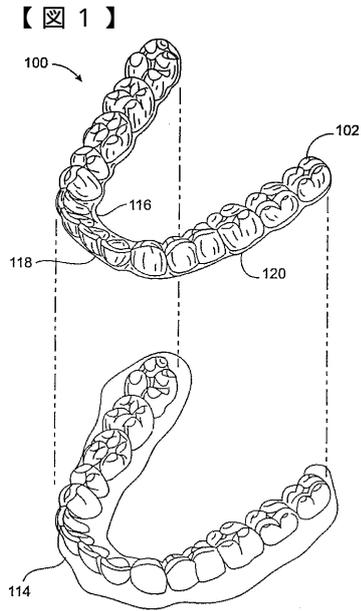


FIG. 1

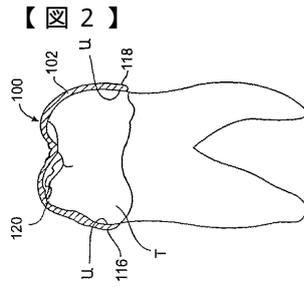


FIG. 2

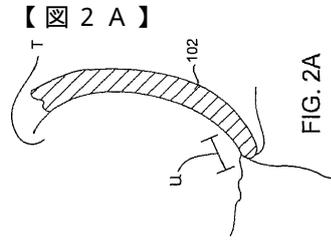


FIG. 2A

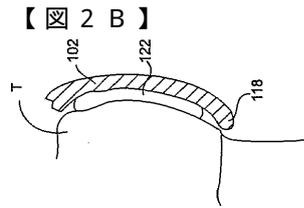


FIG. 2B

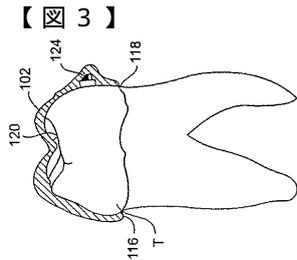


FIG. 3

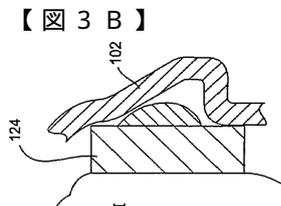
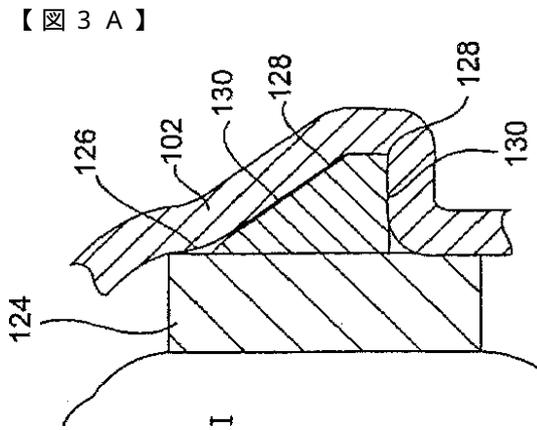


FIG. 3B

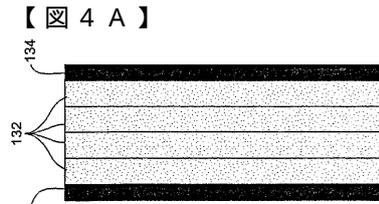


FIG. 4A

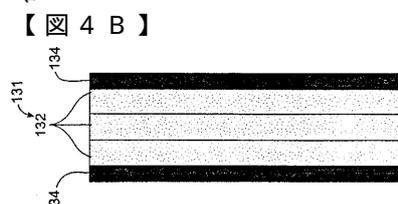


FIG. 4B

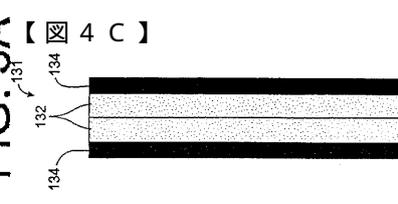


FIG. 4C

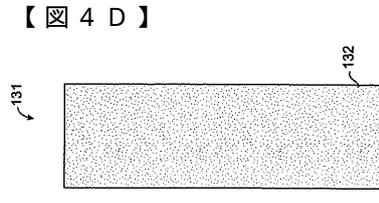


FIG. 4D

FIG. 3A

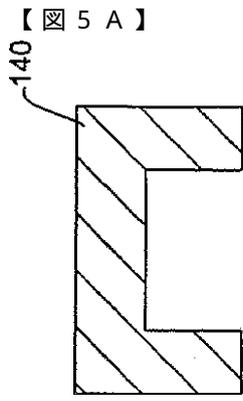


FIG. 5A

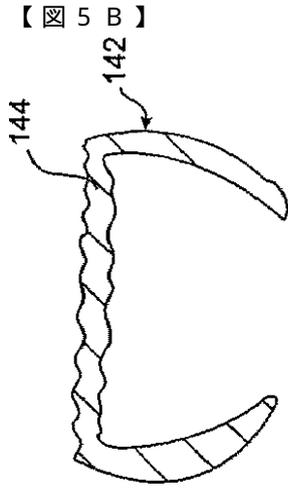


FIG. 5B

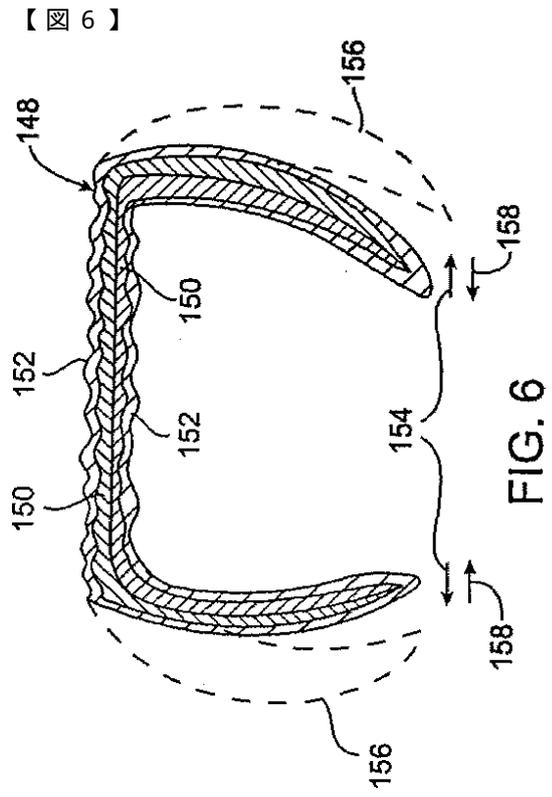


FIG. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 ムハンマド チシュティ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94086, サニーベイル, ナンバー302, コート
マデラ アベニュー 970
- (72)発明者 ロック エックス. ファン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94116, サン フランシスコ, 19ティールエイチ ア
ベニュー 2042

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 米国特許第05645421(US, A)
特開昭63-011148(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61C 7/00