

(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2017-534354

(P2017-534354A)

(43) 公表日 平成29年11月24日(2017.11.24)

(51) Int.Cl.

A 61 C 13/01 (2006.01)

F 1

A 61 C 13/01

テーマコード(参考)

4 C 1 5 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2017-517660 (P2017-517660)
 (86) (22) 出願日 平成27年9月24日 (2015.9.24)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年5月31日 (2017.5.31)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2015/071980
 (87) 國際公開番号 WO2016/050600
 (87) 國際公開日 平成28年4月7日 (2016.4.7)
 (31) 優先権主張番号 102014114278.0
 (32) 優先日 平成26年10月1日 (2014.10.1)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

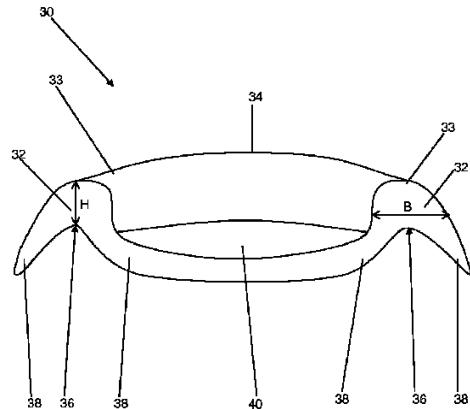
(71) 出願人 399011900
 ヘレウス クルツァー ゲゼルシャフト
 ミット ベシュレンクテル ハフツング
 Heraeus Kulzer GmbH
 ドイツ連邦共和国 ハーナウ グリューナ
 一 ヴェーク 11
 Gruener Weg 11, D-6
 3450 Hanau, Germany
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス=ライ
 ンハルト
 (74) 代理人 100098501
 弁理士 森田 拓

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 予備成形されたプロテーゼベースプランクを製造する型

(57) 【要約】

本発明は、予備成形されたプロテーゼベースプランクを製造する型に関し、予備成形されたプロテーゼベースプランクは、デンタルプロテーゼ用のプロテーゼベースを製造するために、減算式のCAM方法を用いて設けられており、前記型は、形成される前記プロテーゼベースプランクのネガである内側表面(21, 22, 24, 26)を有し、該内側表面(21, 22, 24, 26)は、咬合方向に肉厚部を備えた歯列弓または歯列弓部分のネガを有し、前記型は、互いに解離可能に互いに固定されているまたは解離可能に互いに固定可能である、少なくとも2つの部分(10)から成っている。本発明はまた、このような型を用いてプロテーゼベースプランクを製造する方法に関し、高温重合体または低温重合体を、少なくとも2つの部分から成るまとめられた型内に充填し、次いで高温重合体または低温重合体を硬化させ、次に型の部分(10)を、硬化したプロテーゼベースプランクから解離させる。最後に本発明はまた、プロテーゼベースプランクに関する。



Figur 4

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

予備成形されたプロテーゼベースプランク(1, 30, 41)を製造する型であって、前記プロテーゼベースプランク(1, 30, 41)は、デンタルプロテーゼ用のプロテーゼベースを製造するために、減算式のCAM方法を用いて設けられており、

前記型は、形成される前記プロテーゼベースプランク(1, 30, 41)のネガである内側表面(21, 22, 24, 26)を有し、該内側表面(21, 22, 24, 26)は、咬合方向に肉厚部(33)を備えた歯列弓(2, 32)または歯列弓部分(32)のネガを有し、

前記型は、互いに解離可能に互いに固定されているまたは解離可能に互いに固定可能である少なくとも2つの部分(10, 12)から成っていることを特徴とする、型。 10

【請求項 2】

前記型の前記内側表面(21, 22, 24, 26)は、前記部分(10, 12)の交換によって適合させることができ、相互に交換可能な前記部分(10, 12)は、前記型の前記内側表面(21, 22, 24, 26)の異なる部分領域を、種々異なるプロテーゼベースプランク(1, 30, 41)の製造のために有している、請求項1記載の型。

【請求項 3】

前記型は、複数の交換可能な部分(10, 12)および/または前記型(10, 12)の内部に挿入可能なインサート(28)を有し、前記部分(10, 12)および/または前記インサート(28)は、前記型をまとめる際に前記部分(10, 12)および/または前記インサート(28)を使用すると、前記内側表面(21, 22, 24, 26)を変化させる、請求項1または2記載の型。 20

【請求項 4】

前記型の前記内側表面(21, 22, 24, 26)は、前記歯列弓(24)または前記歯列弓部分の他に追加的に、前記プロテーゼベースプランク(1, 30, 41)のためのブリッジ(4)および保持体(3)を確定しており、前記ブリッジ(4)は、前記保持体(3)を前記歯列弓(2, 32)に結合する、請求項1から3までのいずれか1項記載の型。

【請求項 5】

前記型の前記内側表面(21)によって確定されている前記保持体(3)は、形成される前記歯列弓(2, 32)または前記歯列弓部分(32)を取り囲むリング(3)を形成しており、好ましくは、前記歯列弓(2, 32)または前記歯列弓部分(32)は、少なくとも3つのブリッジ(4)を介して前記リング(3)に結合されている、請求項4記載の型。 30

【請求項 6】

前記型の前記少なくとも2つの部分(10, 12)は、少なくとも1つの接合平面において互いに隙間なく接触しており、前記型によって形成されるすべてのブリッジ(4)は、前記型の前記少なくとも1つの接合平面に配置されている、請求項4または5記載の型。 40

【請求項 7】

前記型の前記内側表面(21, 22, 24, 26)は、前記プロテーゼベースプランク(1, 30, 41)の向きを確定する基準マーク(6)として使用可能な凹部(6)または凸部(6)を確定しており、好ましくは前記型の前記内側表面(21, 22, 24, 26)は、前記保持体(3)に、特に前記リング(3)に凹部(6)または凸部(6)を確定している、請求項1から6までのいずれか1項記載の型。

【請求項 8】

前記型は、金属、シリコンまたはダブルリングゲルから、好ましくは金属から、特に好ましくは鋼、アルミニウムまたは真鍮から成っている、請求項1から7までのいずれか1項記載の型。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記少なくとも 2 つの部分 (1 0 , 1 2) は、横断平面に沿って互いに接合されている、または互いに接合することができる、請求項 1 から 8 までのいずれか 1 項記載の型。

【請求項 1 0 】

前記型の前記部分 (1 0 , 1 2) の前記内側表面 (2 1 , 2 2 , 2 4 , 2 6) は、前記プロテーゼベースプランク (1 , 3 0 , 4 1) の離型時に硬化した前記プロテーゼベースプランク (1 , 3 0 , 4 1) からの前記型の解離を阻止する、幾何学形状部分を形成しておらず、好ましくは、アンダカット部またはアンダカット領域が、前記型の前記部分 (1 0 , 1 2) の前記内側表面 (2 1 , 2 2 , 2 4 , 2 6) に設けられていない、請求項 1 から 9 までのいずれか 1 項記載の型。

【請求項 1 1 】

請求項 1 から 1 0 までのいずれか 1 項記載の型を用いてプロテーゼベースプランクを製造する方法であって、高温重合体または低温重合体を、少なくとも 2 つの部分から成るまとめられた型内に充填し、次いで前記高温重合体または低温重合体を硬化させ、次に前記型の前記部分 (1 0 , 1 2) を、硬化したプロテーゼベースプランク (1 , 3 0 , 4 1) から解離させることを特徴とする、プロテーゼベースプランクを製造する方法。

【請求項 1 2 】

前記型の前記部分 (1 0 , 1 2) を引き離した後で、前記プロテーゼベースプランク (1 , 3 0 , 4 1) を、少なくとも部分的にバリ取りする、請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3 】

高温重合体を、少なくとも 2 つの部分から成るまとめられた金属製の前記型内に、プレス・アンド・パック技術または射出技術を用いて充填する、請求項 1 1 または 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4 】

低温重合体を、少なくとも 2 つの部分から成る、金属、シリコンまたはダブルリングゲル製の前記型内に、鑄込み技術または射出技術を用いて充填する、請求項 1 1 または 1 2 記載の方法。

【請求項 1 5 】

請求項 1 1 から 1 4 までのいずれか 1 項記載の方法によって製造された、または請求項 1 から 1 0 までのいずれか 1 項記載の型を用いて製造されたプロテーゼベースプランク。

【請求項 1 6 】

前記プロテーゼベースプランク (1 , 3 0 , 4 1) は、ブリッジ (4) を有し、該ブリッジ (4) は、保持体 (3) としてのリング (3) に結合されていて、かつ歯列弓 (2 , 3 2) または歯列弓部分 (3 2) を前記リング (3) の内部において保持する、請求項 1 5 記載のプロテーゼベースプランク。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、予備成形されたプロテーゼベースプランクを製造する型であって、予備成形されたプロテーゼベースプランクは、デンタルプロテーゼ用のプロテーゼベースを製造するために、減算式の C A M 方法を用いて設けられている、型に関する。

【0 0 0 2】

本発明はまた、このような型を用いてプロテーゼベースプランクを製造する方法、ならびにこのような方法またはこのような型を用いて製造されたプロテーゼベースプランクに関する。

【0 0 0 3】

本発明は従って最終効果において、歯科医療の分野のための部分的なプラスチックプロテーゼ (部分プロテーゼ) および全体的なプラスチックプロテーゼ (トータルプロテーゼ) の製造、もしくはそのためのプロテーゼベースの製造に関する。このプロテーゼベースは、機械的に C A M 方法 (C A M - C o m p u t e r - A i d e d M a n u f a c t u r i n g (コンピュータ支援製造) 、独語 : r e c h n e r - u n t e r s t u e t z t e

10

20

30

40

50

Fertigung)において製造される。好ましくは、デンタルプロテーゼおよびそのためのプロテーゼベースは、コンピュータ支援されてCAD方法(CAD-Computer-Aided Design(コンピュータ支援設計)、独語:rechnerunterstützte Konstruktion)によって構成される。このとき最初にプロテーゼベースが製造され、このプロテーゼベースは、後で、患者の歯列弓の、歯のないまたは部分的に歯のない歯肉に載置される。義歯は、次いで個々に製造され、かつプロテーゼベースに挿入されて、そこに固定される。義歯を設置されたプロテーゼベースは、このとき完成したデンタルプロテーゼを形成している。

【0004】

通常の方法は、デンタルプロテーゼのアナログ式の製造である。つまりプロテーゼベースを製造するために、今日、多くの場合に使用されているアナログ式の方法では、最初に、患者の歯のない顎のインプリントが形成される。このインプリントから型が製造され、この型に歯肉色のプラスチックが注入される。プラスチックはその硬化後に後加工され、これによって所望の形状を得ることができる。次いで、別個に製造された義歯が挿入される。これらの義歯も、今日同様に多くの場合アナログ式に製造される。

10

【0005】

プロテーゼを製造するために、義歯は手によって個々にワックスベースに設置される。このワックスプロテーゼは、次のステップにおいてキュベット内において石膏によって埋め込まれる。これにより、次いで石膏の硬化後にワックスベースは熱湯によって洗い流され、プロテーゼプラスチックのための中空室を得ることができる。このとき義歯は、石膏内に留まっている。相応のプロテーゼ材料が、中空室内に注入されるまたは圧入される。そしてプラスチックの硬化後に、プロテーゼもしくは完成した義歯が得られる。

20

【0006】

既製の義歯を設置する場合には、これらの義歯は患者のそれぞれの口腔状況に、歯科技工士および場合によっては歯科医によって、適合させられかつ研磨される。

【0007】

このような方法は、国際公開第91/07141号に基づいて公知であり、この公知の方法では、プロテーゼベースが、インプリント(Abdruck)に基づいてプラスチックブロックからフライス加工される。例えば独国特許出願公開第102009056752号明細書または国際公開第2013124452号に基づいて公知の方法のような第1の方法が既に存在するが、このような方法では、部分プロテーゼまたはトータルプロテーゼがデジタル式に作成され、CAD-CAM方法によって製造される。仏国第2582932号明細書では、プロテーゼベースがワックスインプリントおよび3Dコピーフライスによって形成されることが提案されている。この方法は、今日のCAD-CAM方法に比べて高価である。国際公開第2013068124号に基づいて、予備成形された義歯を備えたフライスプロックが公知である。この公知の方法には次のような欠点がある。すなわちこの場合、義歯は、ベースと同じ材料から成っていて、損傷時には歯全体を交換する必要があり、完全に構成されたプロテーゼは、大きな手間もしくはコストを掛けてしか患者の要求(例えば歯の色または咬合および歯の位置)に適合させることができない。別の欠点としては、ベースおよび義歯(もしくはプロテーゼ歯冠)は、互いに異なる要求を課せられているが、同じ材料から製造されているということがある。歯は優先的に咀嚼すること、およびその時に損傷しないことが望まれている。これに対してベースは、発生する力を、粘膜を介して分配することが望まれている。このことは、ただ1つの材料を使用した場合に問題を生ぜしめるおそれがある。

30

【0008】

独国実用新案第202006006286号明細書に基づいて、義歯を製造するための円形のブランクが公知である。このようなブランクは、原則的には中実なポリメチルメタクリレート-ディスク(PMMA-円板)である。このブランク(いわゆるRonde(円形板金))は、CAMフライス盤内に緊締され、CADモデルに基づいて自動的にフライス加工される。現行の方法は、このような中実のブロック(円形板金)から、単に2mm

40

50

~3mmの厚さのプロテーゼベースをフライス加工によって形成する。この場合の欠点としては、一方では、それぞれの患者の解剖学的な状況に応じてどうしても90%を超える値になり得る極めて高い材料浪費が挙げられる。これによってまた他方では、極めて多くの材料を除去する必要があるので、CAM装置による加工時間が長い時間を要することになる。さらにそれぞれのフライス工具の摩耗度も相対的に高くなる。

【0009】

さらに別の欠点としては、プロテーゼベースの製造が終了するまでに、比較的長い時間がかかることがある。さらにブランクの加工によって、フライスヘッドが摩耗し、フライスヘッドを定期的に新たにしなくてはならない。切削除去された材料（フライスチップ）は、処分されるカリサイクルされねばならない。

10

【0010】

従って本発明の課題は、従来技術の欠点を排除することである。特に、プロテーゼベースブランクの可能な限り簡単で完全かつ安価な加工もしくはプロテーゼベースの可能な限り簡単で完全かつ安価な製造を可能にする、可能性を見つけること、もしくはそのようなプロテーゼベースブランクおよび方法を提供することが望まれている。また減算式のCAM方法を実施するフライスヘッドもしくは工具は、可能な限り僅かな要求しかされないことが望まれている。さらに、プロテーゼベースの製造は可能な限り迅速に実施できることが望まれている。同時に、製造されるプロテーゼベースは、様々に異なる患者に対する解剖学的な状況に適合可能であることが望まれている。

20

【0011】

本発明の課題は、予備成形されたプロテーゼベースブランクを製造する型であって、予備成形されたプロテーゼベースブランクは、デンタルプロテーゼ用のプロテーゼベースを製造するために、減算式のCAM方法を用いて設けられている、型において、当該型は、形成されるプロテーゼベースブランクのネガである内側表面を有し、該内側表面は、咬合方向に肉厚部を備えた歯列弓または歯列弓部分のネガを有し、前記型は、互いに解離可能に互いに固定されている、または解離可能に互いに固定可能である少なくとも2つの部分から成っている、予備成形されたプロテーゼベースブランクを製造する型によって解決される。

30

【0012】

通常の理解とは異なり、本発明では、歯列弓というのは、義歯の歯列弓ではなく、義歯が固定されるべき歯肉に似せたプロテーゼの、頸ブリッジに形成された部分を意味する。

【0013】

咬合方向における肉厚部は、プロテーゼベースブランクにおける義歯のための接触面の間に舌乳頭を形成できるようにするために必要である。義歯は、患者に応じて個々に種々異なった場所において使用することが必要であるので、本発明に係る型によって成形されたプロテーゼベースブランクは、突起（歯の間の歯肉のためのプロテーゼ領域）を任意の箇所において形成することができるのに十分な空間もしくは材料を提供する。肉厚部は、本発明によれば咬合方向において歯列弓または歯列弓部分に載置されている。

【0014】

歯列弓または歯列弓部分のネガが型において得られているということは、型が、プロテーゼベースブランクの形成される歯列弓のため、または部分プロテーゼベース用のプロテーゼベースブランクの形成される歯列弓部分のための材料が、既に、型の使用時における材料肉厚部において、もしくは型によって形成されたプロテーゼベースブランクにおいて、得られているということを意味する。そのために歯列弓または歯列弓部分の寸法は、通常の誤差を含むプロテーゼベースの、典型的に製造される歯列弓のグループよりも大きい。しかしながら歯列弓は、挿入される義歯ではないプロテーゼベースの歯列弓を有している。義歯の挿入後に、このような型から形成されたプロテーゼベースブランクを用いて製造された入れ歯（Gebiss）は、未加工のプロテーゼベースブランクの歯列弓の肉厚部よりも高さが高くてよい。

40

【0015】

50

本発明に係る型ではまた、型の内側表面は、部分の交換によって適合させることができ、相互に交換可能な該部分は、型の内側表面の異なる部分領域を、種々異なるプロテーゼベースプランクの製造のために有しているようになっていてもよい。

【0016】

これによって型は、様々なプロテーゼベースプランクを製造するための部分のセットとして適しており、これによってこれらの部分は、プロテーゼベースのための確定された型のタイプに既に適合されている。

【0017】

さらに、型は、複数の交換可能な部分および／または型の内部に挿入可能なインサートを有し、部分および／またはインサートは、型をまとめる際に部分および／またはインサートを使用すると、内側表面を変化させるようになっていてもよい。

10

【0018】

このように構成されると、型の高い可変性が得られ、患者における状況への形成されるプロテーゼベースプランクの皿により正確な適合が可能になる。そして型は、厳密に言えば、様々なにまとめることができる型の部分の1つのセットを形成する。場合によっては、プロテーゼベースプランクを様々なサイズ段階において製造することができる。

【0019】

設けられているCAM装置を用いた比較的簡単な加工のために、さらに、型の内側表面は、歯列弓または歯列弓部分の他に追加的に、プロテーゼベースプランクのためのブリッジおよび保持体を確定しており、このときブリッジは、保持体を歯列弓に結合する。

20

【0020】

このような保持体によって、プロテーゼベースプランクを、プロテーゼベースを減算式に製造するためのCAM制御されるフライスまたはその他の装置において緊締することができる。好ましくは、型の内側表面は、型によって製造されたプロテーゼベースプランクにおいて保持体がもっぱらブリッジを介して歯列弓または歯列弓部分に結合されているように成形されている。

【0021】

プロテーゼベースプランクの一部としての保持体を製造するために適している、型の構成では、型の内側表面によって確定されている保持体は、形成される歯列弓または歯列弓部分を取り囲むリングを形成しており、このとき好ましくは、歯列弓または歯列弓部分は、少なくとも3つのブリッジを介してリングに結合されている。

30

【0022】

このように構成されると、プロテーゼベースプランクを、円形板金のための汎用の保持体と共に使用することができる。少なくとも3つのブリッジの使用には、リング内における歯列弓または歯列弓部分の十分な安定性が得られるという利点があり、これによって歯列弓または歯列弓部分は、プロテーゼベースプランクの加工時に機械的な負荷が加えられた場合にも、リングに対して回転することが阻止される。理論的には、2つのブリッジによっても、または、それどころか十分な幅を有するただ1つのブリッジによっても、同じ効果を得ることができる。しかしながら本発明によれば、少なくとも3つの比較的コンパクトなブリッジが好ましい。これらのブリッジは比較的簡単に切り離すことができ、切り離されたプロテーゼベースからのブリッジ付加部の除去時ににおける後加工もまた比較的簡単だからである。後加工時における手間を可能な限り僅かに保つためには、ブリッジの直径を可能な限り小さく保つことが望ましい。

40

【0023】

さらに、型の少なくとも2つの部分は、少なくとも1つの接合平面において互いに隙間なく(in Passform)接触しており、このとき型によって形成されるすべてのブリッジは、型の少なくとも1つの接合平面に配置されているようになっていてもよい。

【0024】

このように構成されると、プロテーゼベースプランクが内側表面によって、特にブリッジを形成したい箇所において、解離不能に型に結合されることが阻止される。型が3

50

つの部分からまとめられる場合には、これらの部分は2つの接合平面において互いに接触させられる。型が4つの部分からまとめられる場合には、これらの部分は2つまたは3つの接合平面において互いに接触する。さらに多くの部分の場合には、相応により多くの接合平面が可能である。接合平面は、幾何学的に平らな平面に配置されている必要はない。平らな平面の代わりに、接合平面は、波形の、ねじれた、折り曲げられた、湾曲した、および/または曲げられた平面であってもよい。

【0025】

本発明の別の実施形態では、型の内側表面は、プロテーゼベースプランクの向きを確定する基準マークとして使用可能な凹部または凸部を確定しており、このとき好ましくは型の内側表面は、保持体に、特にリングに凹部または凸部を確定している。

10

【0026】

このように構成されると、プロテーゼベースプランクの向きを全自動で決定及び確定することができる。このことは極めて役に立つ。プロテーゼベースプランクは既に予備成形されていて、つまり特性の位置および向きにおいて、またはその位置および向きを中心とした狭い範囲においてしか、効果的に加工され得ないからである。

【0027】

本発明に係る好適な型は、該型が、金属、シリコンまたはダブリングゲルから、好ましくは金属から、特に好ましくは鋼、アルミニウムまたは真鍮から成っていることによって、傑出することができる。

20

【0028】

これらの材料は、プロテーゼベースプランクを製造するのに良好に適している。金属製の型は、それが特に良好に再使用可能であることによって好適である。

【0029】

本発明によって、型の内側表面が被覆されているということも提案される。

【0030】

このように構成されると、型もしくは型部分からの、硬化したもしくは完成したプロテーゼベースプランクのより良好な解離可能性を得ることができる。被覆層は、型の内側表面に不動に結合されても、またはプロテーゼベースプランクの各製造前に新たに被着されてもよい。被覆層の代わりに、内側表面が極めて小さな表面粗さを有するような構成も可能であり、このような表面粗さは、例えば電気式の磨きプロセス (Elektropolitur) によって形成することができる。

30

【0031】

別の実施形態では、少なくとも2つの部分は、横断平面に沿って互いに接合されている、または互いに接合することができるように設けられていてもよい。

【0032】

このように構成されると、プロテーゼベースプランクを簡単に離型することができる。このことは特に、歯列弓または歯列弓部分を結合するためのブリッジが設けられていて、このようなブリッジが同様に横断平面に配置されている場合に言える。このとき横断平面は、製造されるプロテーゼベースの顎弓 (Kieferbogen) が位置している平面である。

40

【0033】

プロテーゼベースプランクの製造を簡単にするために、さらに、型の部分の内側表面は、プロテーゼベースプランクの離型時に硬化したプロテーゼベースプランクからの型の解離を阻止する、幾何学形状部分を形成しておらず、このとき好ましくは、アンダカット部またはアンダカット領域が、型の部分の内側表面に設けられていないようになっていてよい。

【0034】

このように構成されると、型の部分を破壊なしにかつ、製造されたプロテーゼベースプランクに対する機械的な負荷なしに、硬化したプロテーゼベースプランクから解離することができる。

50

【0035】

本発明の根底をなす課題は、また、本発明に係る型を用いてプロテーゼベースプランクを製造する方法であって、高温重合体または低温重合体を、少なくとも2つの部分から成るまとめられた型内に充填し、次いで前記高温重合体または低温重合体を硬化させ、次に型の部分を、硬化したプロテーゼベースプランクから解離させるようにした、プロテーゼベースプランクを製造する方法によっても解決される。

【0036】

このとき、型の部分を引き離した後で、プロテーゼベースプランクを、少なくとも部分的にバリ取りするようになっていてもよい。

【0037】

好ましくは、硬化は、材料内における気泡を回避するために高められた圧力下において行われる。

【0038】

さらに、高温重合体を、少なくとも2つの部分から成るまとめられた金属製の型内に、プレス・アンド・パック技術 (Stopf-Press-Technik) または射出技術を用いて充填するようになっていてもよい。

【0039】

択一的に、低温重合体を、少なくとも2つの部分から成る、金属、シリコンまたはダブリングゲル製の型内に、鋳込み技術または射出技術を用いて充填するようになっていてもよい。

10

【0040】

プロテーゼベースプランクを用いて、1つのトータルプロテーゼまたは少なくとも1つの部分プロテーゼを製造するためのプロテーゼベースを製造する方法は、

1) C A M方法によってプロテーゼベースプランクの材料を除去するために、C A M装置においてプロテーゼベースプランクを固定するステップと、

2) 計算されたC A Dモデルに基づいて、C A M装置を用いてプロテーゼベースプランクの材料を除去するステップと、

20

を有していてもよい。

【0041】

本発明によって製造されたプロテーゼベースプランクからは、頸部分のためのトータルプロテーゼをフライス加工もしくは成形すること、または複数の部分プロテーゼを1つのプロテーゼベースプランクからフライス加工もしくは成形することができる。

30

【0042】

本発明に係る方法によってまた、複数の型、部分および/またはインサートからプロテーゼベースプランクを製造するための型、型の部分および/またはインサートを選択することが提案され、このとき選択は、形成されるプロテーゼベースプランクのC A Dモデルと、すべての型、型の部分及び型のインサートの公知の寸法とに基づいて、計算によって行われ、このとき好ましくは、コンピュータの出力装置を介して、すべての可能な型および/または型の部分の一覧および/または型のインサートの一覧が、選択として提案される、および/または入力装置を介して選択されることができる。

40

【0043】

さらに本発明によれば、複数の型、部分および/またはインサートから、型を選択する、または1つの型の部分および/またはインサートの組合せを選択するようになっていてもよく、この場合複数の型、部分および/またはインサートの内側表面は、C A Dモデルによって計算された、形成されるプロテーゼベースの外寸を完全に収容することができ、このとき好ましくは、選択された型、部分および/またはインサートの提案された順序、特に表示または記載された順序は、まとめられた型、部分および/またはインサートの内側表面と形成されるプロテーゼベースのC A Dモデルとの間における体積差によって確定される。

【0044】

50

本発明によればまた、形成されるプロテーゼベースの C A D モデルに対して最も僅かな体積差を有する、型または型の部分および／またはインサートの組合せが、自動的に提案される、または使用されるようになっていてもよい。

【 0 0 4 5 】

本発明の根底をなす課題は、さらに、本発明に係る方法によって製造された、または本発明に係る型を用いて製造されたプロテーゼベースプランクによって解決される。

【 0 0 4 6 】

このとき、プロテーゼベースプランクは、ブリッジを有し、該ブリッジは、保持体としてのリングに結合されていて、かつ歯列弓または歯列弓部分をリングの内部において保持するようになっていてもよい。

10

【 0 0 4 7 】

本発明に係るプロテーゼベースプランクでは、前記プロテーゼベースプランクから種々異なったプロテーゼベースを製造するために、ある程度の遊びが存在している。プロテーゼベースプランクにおける形成されるプロテーゼベースの位置は、正確に 10 mm である、好ましくは正確に 5 mm であると十分であり、かつプロテーゼベースプランクにおける形成されるプロテーゼベースの向きは、正確に 10 ° である、好ましくは正確に 5 ° であると十分である。このとき向きは、予備成形されたプロテーゼベースプランクに対する、形成されるプロテーゼベースの可能な傾動角度に関連する。

【 0 0 4 8 】

本発明によれば、プロテーゼベースプランクは、正確に、1 つの対称平面をまたは互いに垂直に向けられた 2 つの対称平面を有するようになっていてもよく、このとき正確に 1 つの対称平面が好適である。このとき好ましくは、前記 1 つの対称平面または 2 つの対称平面のうちの一方の対称平面が、形成されるプロテーゼベースの正中面に相当するようになっていてもよい。

20

【 0 0 4 9 】

本発明によればまた、プロテーゼベースプランクは、歯肉に接触する側に、歯のない頸ブリッジまたは歯のない頸ブリッジの一部の収容部の予備成形部として、湾曲された凹部を有するようになっていてもよく、このとき凹部は、歯列弓または歯列弓部分に沿って延びている。

30

【 0 0 5 0 】

さらに、プロテーゼベースプランクは、ポリメチルメタクリレート (P M M A) 、ポリエーテルケトン (P E K) 、ポリエーテルエーテルケトン (P E E K) 、ポリアミド (P A) 、ポリカーボネート (P C) またはポリウレタン (P U) またはこれらの組合せから成っていてもよいし、もしくはこれらの材料を含んでまたはこれらの材料の 1 つの組合せを含んで形成されてもよい。これらの材料は、C A M 方法によってプロテーゼベースプランクを加工するのに特に良好に適している。さらに、これらの材料からまた美的に適切なプロテーゼベースを製造することができる。

【 0 0 5 1 】

本発明は、型を用いて簡単に、コンパクトなプロテーゼベースプランクを形成することに成功するという驚くべき認識に基づいており、このとき、プロテーゼベースプランクの外寸および幾何学形状は、既に、プロテーゼベースプランクから形成されるプロテーゼベースの外寸および幾何学形状に適合されているので、型または方法を用いて製造されたプロテーゼベースプランクから、迅速に、かつ僅かな量の材料を除去することによって、所望のプロテーゼベースを製造することができる。

40

【 0 0 5 2 】

予備成形されたプロテーゼベースプランクによって、プロテーゼベースを製造するより迅速でかつより効果的な方法を可能にすることに成功し、このようなプロテーゼベースプランクでは、C A M 装置の工具は損傷することがなく、しかも減算式の C A M 方法による材料損失を最小にすることができる。このとき適宜な型によってプロテーゼベースプランクは、十分にフレキシブルであるので、様々な患者の種々異なる口腔状況および形成され

50

るプロテーゼベースに対するその他の必要性に、問題なく適合することができる。

【0053】

方法および型によって形成されたプロテーゼベースプランクは、C A D / C A M 方法を用いた加工のために設けられていて、かつそのために特に適している。

【0054】

本発明の根底をなす解決策は、好ましくは、様々な予備成形されたプロテーゼベースプランクを製造するための多種多様な型もしくは型のための部分およびインサートから出発しており、このような型もしくは型のための部分およびインサートは、上に述べた欠点を、それが中実体もしくは中実板ではなく、予備成形されたプランクであることによって排除している。本発明は、印象用トレー (Abformloeffel) のように、人間の顎を、解剖学的な特徴によってカテゴリにもしくは大きさに分類し、かつそれに応じて十分に予備成形されたプロテーゼベースプランクを準備することによって、傑出している。型の、様々な交換可能な部分を使用すると、形成されるプロテーゼベースプランクを、既にある程度の範囲において、患者の口腔状況にまたは患者のタイプに適合させることができ、そして材料の除去される量をさらに減じることができる。C A D - C A M システムにおいて使用されるソフトウェアは、このときそれぞれの患者状況に対して、適合する型もしくは型の適合する部分を選択することができ、そして予備成形されたプロテーゼベースプランクにおけるいわゆるネスティングを引き受ける（プロテーゼベースプランクにおける、形成されるプロテーゼベースのバーチャル形状の最高に可能な位置決め）。プロテーゼベースプランクは、好ましくは、プラスチックまたはワックスのような様々な材料から製造されていてもよい。

10

20

20

【0055】

本発明に係る型および本発明に係る方法もしくはこのような方法および型を用いて形成されるプロテーゼベースプランクの利点は、特に、比較的短いフライス加工時間、プロテーゼベース材料における比較的僅かな材料使用、およびフライス工具の保護、つまり通常のフライスプランクの使用に比べてフライス工具の比較的僅かな摩耗にある。

【0056】

次に略示された 6 つの図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。しかしながら本発明は図示の実施形態に制限されるものではない。

30

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図 1】本発明に係るプロテーゼベースプランクを概略的に示す図である。

【図 2】プロテーゼベースプランクを製造する本発明に係る型を概略的に示す側面図である。

【図 3】図 2 に示した本発明に係る型の一部の、形状付与する表面を概略的に示す図である。

【図 4】本発明に係るプロテーゼベースプランクを概略的に示す側面図である。

【図 5】本発明に係るプロテーゼベースプランクを概略的に示す図である。

【図 6】部分プロテーゼ用の本発明に係るプロテーゼベースプランクを概略的に示す図である。

40

【0058】

図面においては、異なった構成においても同じような部材に対して、部分的に等しい符号が使用される。

【0059】

図 1 には、本発明に係る方法もしくは本発明に係る型によって製造された、本発明に係るプロテーゼベースプランク 1 が、概略的に示されている。このプロテーゼベースプランク 1 は、プラスチックから、好ましくはポリマから成っている。縁部側においてプロテーゼベースプランク 1 の内側領域は、放物線形状の肉厚部を有し、この肉厚部は、肉厚部を備えた予備成形された歯列弓 2 を形成している。プロテーゼベースプランク 1 は、中央平面に関して対称的である。この中央平面は、プロテーゼベースプランク 1 によって製造さ

50

れるデンタルプロテーゼが使用される患者の正中面に相当している。

【0060】

プロテーゼベースプランク1はリング3を有し、このリング3は、プロテーゼベースプランク1の内側領域を取り囲んでいる。リング3は、5つのブリッジ4を介してプロテーゼベースプランク1の内側領域に結合されている。リング3およびブリッジ4は、もっぱら、例えばCAM4軸フライスのようなCAM装置の標準化された保持装置においてプロテーゼベースプランク1を保持するために用いられる。プロテーゼベースを製造するためのプロテーゼベースプランク1の内側領域の加工後に、ブリッジ4は、切断され、このときにプロテーゼベースにおいて生じるブリッジ4の残部は、研磨により除去される。つまりプロテーゼベースは、予備成形された歯列弓2とパラタルプレート8またはサブリングアルプレート8とを備えたプロテーゼベースプランク1の内側領域からのみ製造される。

10

【0061】

プロテーゼベースプランク1から形成されたプロテーゼベースの予備成形された歯列弓2の頂部は、プロテーゼベースプランク1からトータルデンタルプロテーゼが製造されると、または少なくとも中央の門歯を有する部分プロテーゼが製造されると、後で患者の口唇側に、つまり唇側に配置される。

【0062】

図示のプロテーゼベースプランク1は、上顎用および下顎用の1つの部分プロテーゼベースまたは複数の部分プロテーゼベースまたはトータルプロテーゼベースを製造するのに適している。しかしながらまた、上顎と下顎との間で差異がある比較的強く予備成形されたプロテーゼベースプランク1を製造することも可能である。さらにまたは択一的に、異なるプロテーゼベースプランク1を製造するための種々様々な複数の型を用意することが可能であり、このようなセットから、プロテーゼベースプランク1を製造するための適合する型を選択することができる。

20

【0063】

図2には、2つの部分10, 12を有するプロテーゼベースプランクを製造する本発明に係る型が概略的に側面図で示されている。両方の部分10, 12は、型の内部に、図1に示したプロテーゼベースプランク1または他のプロテーゼベースプランクのネガを形成する内側表面が形成されるように、互いに接触させられる、もしくは互いに固定される。図1に示したプロテーゼベースプランク1に関して言えば、型の内側表面は外周部にリング3を形成している。型内には、該型内に材料を充填するためもしくは圧入するためまたは注入するための開口を備えた少なくとも2つの充填管片14が設けられている。プロテーゼベースプランクを製造するための全材料は、充填管片14だけによって型内にもたらされなくてもよい。型は、両方の部分10, 12がまとめられる前に材料を充填されても、または追加的に、両方の部分10, 12がまとめられる前に材料を充填されてもよい。さらに少なくとも1つの空気抜き開口(図示せず)が両方の型に設けられていてもよく、このように構成されると、材料の圧入時に型内に閉じ込められた空気を逃がすことができる。

30

【0064】

歯列弓2および該歯列弓2の上における隆起部もしくは肉厚部を形成する内側表面は、外側から、歯列弓における咬合方向での隆起部もしくは肉厚部のための収容部16として、型の上側部分10において認識することができる。同様に、下側の型部分12の下側には、歯肉における接觸部を形成する内側表面のための収容部18を、認識することができる。しかしながら同様に型は、外側から円筒形に構成されていてもよい。

40

【0065】

型の両方の部分10, 12は、接合平面(図2において真ん中の水平線)において互いに結合されている。接合平面の平面において、両方の部分10, 12は接觸面で面整合して互いに接觸している。接合平面の平面にはまた、プロテーゼベースプランク1の、成形されるすべてのブリッジ4も配置されている。これによって、プロテーゼベースプランク

50

1が硬化した場合に、型の部分10, 12をプロテーゼベースプランク1から離すことができ、部分10, 12がブリッジ4に係合すること、およびこれによって硬化したプロテーゼベースプランク1からの部分10, 12の解離が阻止されることがなくなる。両方の部分10, 12を互いに固定する際に両方の部分10, 12相互の一義的な向きを強いるために、接触面には、ピンおよび孔(図示せず)もしくは溝およびキー(図示せず)が設けられていてもよい。

【0066】

図3には、図2に示した本発明に係る型の上側部分10の形状付与する表面が概略的な図で示されている。型の部分10は、型の全体の部分10を取り囲む縁部20を有している。この縁部20は、適合する対応部材に、つまり部分12の適合する縁部に接触して型を外側に向かって閉鎖する面を形成する。縁部20の直ぐそばには、リングのためのネガ型21が、つまり図1に示したリング3を形成するために設けられた、型の内側表面の領域が位置している。リングのためのネガ型21に隣接して、ブリッジのためのネガ型22が位置しており、これらのネガ型22は、5つの接触面23の間に配置されている。ブリッジのためのネガ型22は従って、図1に示したブリッジ4を形成するために設けられた、型の内側表面の領域である。5つの接触面23は、型のまとめられた状態において、型の他方の部分12の、対応しあつ正確に適合する接触面に接触している。接触面23およびリングの面21はすべて型の接合平面に位置している。このとき接触面23は理論的には、リングの面21とは異なる高さを有することも可能である。このような場合、接合平面は、相応に湾曲されて成形されているか少なくとも平らではないので、幾何学的により正確には接合面と呼ぶことも可能である。

10

20

20

【0067】

前側における4つの接触面23(図3において上側)に隣接して、内側に向かって隣接して、隆起部もしくは肉厚部を備えた歯列弓のためのネガ型24が位置している。歯列弓のためのネガ型24は、図1に示した歯列弓2を形成するために設けられた、型の内側表面の領域である。型の部分10の前側には、マークのためのネガ型26が設けられている。マークのためのネガ型26は従って、図1に示したマーク6を形成するために設けられた、型の内側表面の領域である。

【0068】

型の部分10の中心および型の部分10の縁部20のそばには、図1に示したプロテーゼベースプランク1または他のプロテーゼベースプランクを製造するための材料を充填する開口27が設けられている。これらの開口27は、図2に示した充填管片14に開口している。

30

【0069】

歯列弓のためのネガ型24には、インサート28が挿入され、かつ好ましくは固定されることができ、このインサート28によって、型の部分10とは異なる内側表面を形成することができる。そのためにインサート28は部分的に肉厚部29を有している。インサート28は、図3において破線で示されており、この破線は、それが型の、取り出しが可能な追加的な別個の部材であることを示すものである。インサート28の使用時に、このインサート28は歯列弓のためのネガ型24において固定され、かつこれにより当該領域における型の内側表面は変化させられる。これによって、このように変更された型によって形成されるプロテーゼベースプランクは、この領域において比較的僅かな厚さを有し、つまり比較的僅かな材料を有することになり、かつ場合によって肉厚部29に基づいてまた比較的短い。これによってプロテーゼベースプランクを、患者の口腔状況に適合させることができる。

40

【0070】

同様にまた、部分10および/または部分12を交換するために、1つの型の複数の部分から成る1つの他の部分を使用することも可能である。これによっても、型によって形成されたプロテーゼベースプランクを、患者の口腔状況に適合させることができる。

【0071】

50

図4には、例えば図2および図3に示した型のような本発明に係る型によって、もしくは本発明に係る方法によって製造された、本発明に係るプロテーゼベースプランク30が側面図で概略的に示されている。このプロテーゼベースプランク30は、図1に示したプロテーゼベースプランク1と同様に、歯列弓32を有し、この歯列弓32には幅Bを割り当てることができる。歯列弓32は、縁部側において放物線形状にプロテーゼベースプランク30に沿って延びている。歯列弓32は、咬合方向に肉厚部33を有し、この肉厚部33は、プロテーゼベースにおいて舌乳頭(Papilla)を形成するのに十分な空間を提供する。プロテーゼベースプランク30の頂部34の領域において、歯列弓32の高さHは幾分強く増大されている。

【0072】

10

プロテーゼベースプランク30の下側には、凹部36が設けられており(図4において下)、この凹部36は、形成されるプロテーゼベースにおいて患者の歯のない歯肉の接触面の予備成形部として働く。歯列弓32のそばにおいて側部には、拡幅部38もしくは突出部38が設けられており、これらの拡幅部38もしくは突出部38からは、患者の頸ブリッジ(Kiefersattel)のための結合面を成形することができる。

【0073】

中央部分40が、プロテーゼベースプランク30の本実施形態では中心にまで達しているので、このプロテーゼベースプランク30から大面積の口蓋カバー(Gaumenabdeckung)をも成形することができる。

【0074】

20

図5には、別の本発明に係るプロテーゼベースプランク30が概略的に示されている。このプロテーゼベースプランク30は、丸み付けられた角隅を有し、これによって、加工時にプロテーゼベースプランク30の部分が破損するおそれを回避することができる。このような丸み付け部は、本発明に係るプロテーゼベースプランク1,30のすべてにおいて設けることができる。

【0075】

プロテーゼベースプランク30は、歯列弓32として形成された、縁部側の放物線形状の肉厚部を有し、この歯列弓32は、図4に示した実施形態と同様に上(図5において観察者に向かう方向)に向かって延びていて、そこで肉厚部33を咬合方向において形成している。歯列弓32の頂部34の領域において、歯列弓32の高さもしくは肉厚部33は、歯列弓32の他の領域におけるよりも大きくてよい。図5に示した実施形態では、頂部34の範囲における幅Bもまた幾分高められている。

30

【0076】

歯列弓32のそばには突出部38が設けられており、これらの突出部38は、図4に示した突出部38と同じ目的のために用いられる。プロテーゼベースプランク30の中心には中央部分40が設けられており、この中央部分40から、形成されるプロテーゼベースプランクの口蓋プレート(Gaumenplatte)または舌下支持(sublinguale Auflage)が製造可能である。プロテーゼベースプランク30の頂部34の領域において、唇側の突出部38は強く減じられているかもはや存在しない。放物線に対して垂直なもしくは歯列弓32に対して垂直な、歯列弓32の横断面も、歯列弓32に沿って変化する。歯列弓32の唇側の側面の傾きは、頂部34の領域において減じられている。

40

【0077】

図4および図5に示したプロテーゼベースプランク30はすべて、頂部34が位置している正中面に関して対称的に構成されている。場合によって解剖学的に必要な非対称を、プロテーゼベースの製造時におけるプロテーゼベースプランク30のフライス加工時に形成すること、または型の追加的な部分または型のインサートによって形成することができる。

【0078】

次に図1～図5を参照しながら本発明に係る方法を説明する。

【0079】

50

プロテーゼベースを製造するために、プロテーゼベースプランク 1, 30 が型を用いて製造され、このとき型の部分 10, 12 および場合によってインサート 28 は、種々様々な表面の複数の部分および場合によってインサートから選択される。このとき型の適合する内側表面 24 は、コンピュータ支援されて確定される。種々様々な型の可能な内側表面 24 は、そのために電子的にデータバンクに格納されている。処置される患者の口腔状況は、3Dスキャナを用いてスキャンされかつデジタル化される。これらのデータおよび場合によって別のデータによって、形成されるプロテーゼベースのバーチャルモデルが CAD 方法を用いて生ぜしめられる。

【0080】

次いで、型の、存在する可能な内側表面のうちのいずれに、形成されるプロテーゼベースが適合し得るかがテストされる。可能なプロテーゼベースプランク 1, 30 のリストが、コンピュータのディスプレイに表示される。順番は、形成されるプロテーゼベースと型の内側表面 24 との間における体積差によって整列していくてもよく、このとき比較的な僅かな体積差が優先される。逐一的にまた、最も僅かな体積差を有する型だけが表示されてもよい。このような小さな体積差には、このような型によって製造されたプロテーゼベースプランク 1, 30 では、形成されるプロテーゼベースに対して大きな体積差を有するプロテーゼベースプランク 1, 30 における場合と比べて、僅かな材料を除去すればよいという利点がある。

【0081】

次いで、適合する部分 10, 12 および場合によって適合するインサート 28 を有する型が、使用者またはコンピュータによって選択され、すべての部分 10, 12 および場合によってインサート 28 がまとめられる。まとめられた型は、硬化可能なプラスチックによって満たされもしくは押圧され、プラスチックは型内において硬化される。部分 10, 12 および場合によってインサート 28 は、このようにして形成されかつ硬化したプロテーゼベースプランク 1, 30 から解離される。必要な場合には、バリが除去される。離型されて取り出されたプロテーゼベースプランク 1, 30 は、例えば CAM 4 軸フライスのような CAM 装置内に緊締される。このとき CAM 装置におけるプロテーゼベースプランク 1, 30 の正しい向きを考慮しなくてはならない。そのためにプロテーゼベースプランク 1, 30 には、マーク 6 または凹部が設けられていてもよく、これらのマーク 6 または凹部は、CAM 装置におけるプロテーゼベースプランク 1, 30 の確定された位置および向きを可能にするまたは好ましくは強制する。

【0082】

次いで、形成されるプロテーゼベースの CAD モデルに基づいて、プロテーゼベースが、緊締されたプロテーゼベースプランク 1, 30 からフライス加工される、または他の減算式の CAM 方法を介して製造される。

【0083】

このプロテーゼベースにも同じく、義歯を収容する凹部または面を形成することができる。次いで義歯がプロテーゼベースに接着され、デンタルプロテーゼが完成する。

【0084】

図 6 には、部分プロテーゼ用の本発明に係るプロテーゼベースプランク 41 が概略的に示されている。このプロテーゼベースプランク 41 は、原則的に図 5 に示したプロテーゼベースプランク 30 の大臼歯側の部分である。歯列弓部分 32 が、放物線部分の形で、プロテーゼベースプランク 41 の材料の肉厚部 33 として設けられている。プロテーゼベースプランク 41 の幅 B は、プロテーゼベースプランク 41 の全横断面とほぼ同じ幅を有しているので、歯列弓 32 は、本実施形態においても縁部側に配置されている。歯列弓 32 のそばには、短い突出部 38 が設けられており、これらの突出部 38 は、図 4 および図 5 に示した実施形態の突出部 38 と同じ目的を果たす。

【0085】

プロテーゼベースプランク 41 の下側には、凹部（図 6 に示した図では見えない）が設けられていてもよく、この凹部は、歯列弓 32 の肉厚部 33 の下において同じ方向および

10

20

30

40

50

位置において延びている。凹部は、プロテーゼベースプランク 41 から形成された部分プロテーゼベースもしくはそれから形成された部分デンタルプロテーゼの、歯肉への後の接触面の予備成形部として働く。

【0086】

図 6 に示したプロテーゼベースプランク 41 のための製造方法は、図 1 ~ 図 5 について記載した方法と同様に実行され、この場合には単に部分デンタルプロテーゼが形成されるだけである。

【0087】

図 4 ~ 図 6 に示したプロテーゼベースプランク 30, 41 は、図 1 に示したように、本発明によれば好ましくはブリッジ（図示せず）およびリング（図示せず）を有している。リングは、プロテーゼベースプランク 30, 41 の、図 4 ~ 図 6 に示した部分を取り囲んでいて、横断平面に配置されている。リングは CAM フライスのための保持体として使用することができる。さらにリングには、好ましくは、CAM フライスにおけるプロテーゼベースプランク 30, 41 の向きおよび位置を確定することができるマーク（図 4 ~ 図 6 には図示せず）が設けられている。リングおよびブリッジは、図 4 ~ 図 6 においては単に図面を見易くするためにだけ示されておらず、本発明の構成にとってはしかしながら特に好適である。

10

【0088】

上に述べた説明、請求項、図面および実施形態において開示された本発明の特徴は、個々においてもまたそれぞれ任意の組合せにおいても、様々な実施形態において本発明を実現するために重要であると言える。

20

【符号の説明】

【0089】

- 1, 30 プロテーゼベースプランク
- 2, 32 予備成形された歯列弓
- 3 リング
- 4 ブリッジ
- 6 マーク
- 8 パラタルプレート / サブリンガルプレート
- 10 型部分
- 12 型部分
- 14 充填管片
- 16 歯列弓における咬合高さのための収容部
- 18 歯肉における支持のための収容部
- 20 縁部
- 21 リングのためのネガ型
- 22 ブリッジのためのネガ型
- 23 接触面
- 24 歯列弓のためのネガ型
- 26 マークのためのネガ型
- 27 充填開口
- 28 インサート
- 29 肉厚部
- 33 口蓋肉厚部
- 34 歯列弓の頂部
- 36 歯肉に対する接触面における凹部
- 38 突出部
- 40 中央部分
- 41 部分プロテーゼのためのプロテーゼベースプランク
- B 歯列弓の幅

30

40

50

H 歯列弓の高さ

【図1】

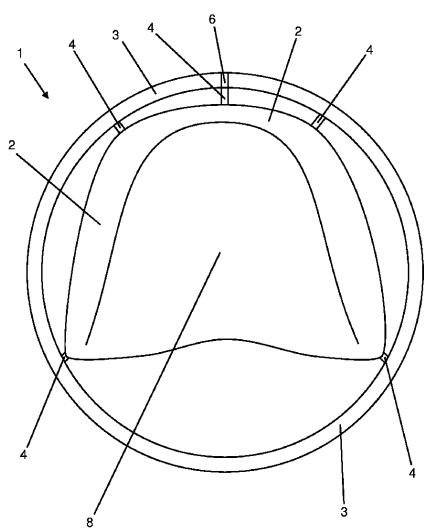


Figure 1

【図2】

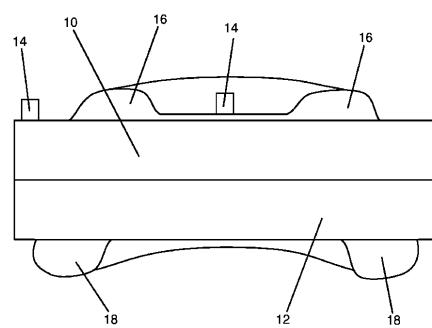


Figure 2

【図3】

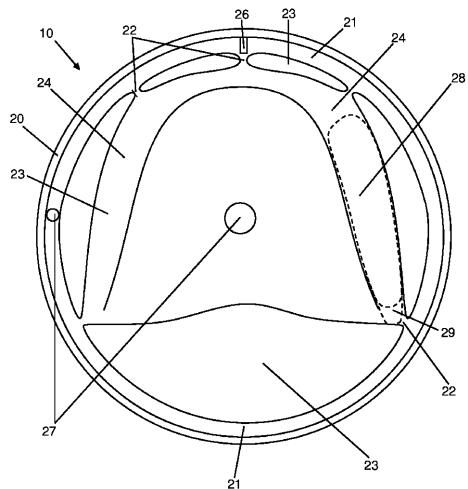


Figure 3

【図4】

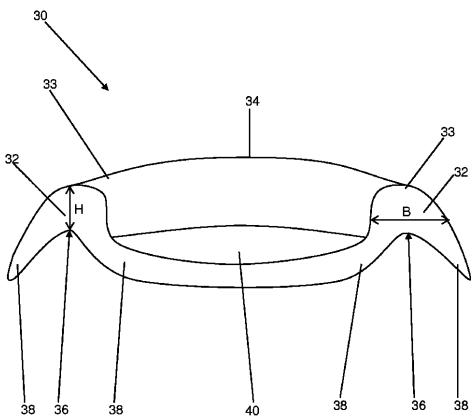


Figure 4

【図5】

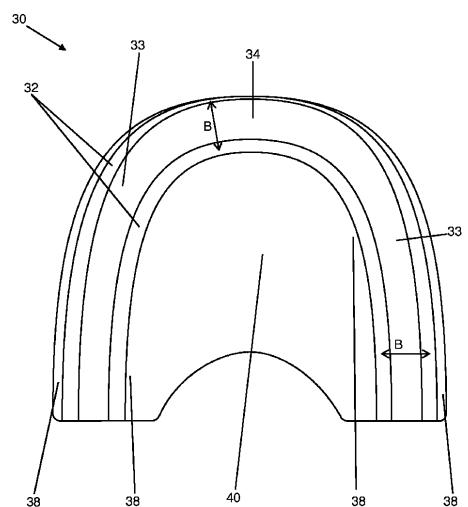


Figure 5

【図6】

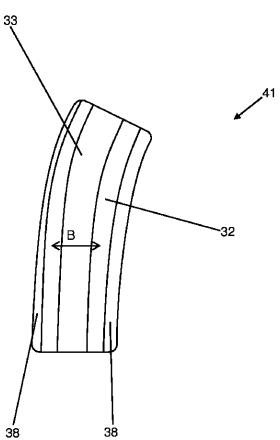


Figure 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/071980

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61C13/00 A61C13/01
ADD.

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)
A61C

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)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2014/134640 A1 (AMANN GIRRBACH AG [AT]) 12 September 2014 (2014-09-12) page 8, line 18 - line 18; figures 6, 7 page 8, line 30 - page 9, line 19 page 10, line 6 - line 17; figures 10, 11 -----	1-3,7-15
Y	GB 426 744 A (CARBIDE & CARBON CHEM CORP) 9 April 1935 (1935-04-09) figures 1-7 page 1, line 89 - line 91 page 4, line 30 - line 34 page 4, line 91 - line 98 -----	1-3,7-15
Y	US 2008/153069 A1 (HOLZNER STEPHAN [DE] ET AL) 26 June 2008 (2008-06-26) paragraph [0053]; figure 5 -----	1-3,7-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* 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 added 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

Date of mailing of the international search report

8 January 2016

18/01/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Schmidt, Karsten

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/071980

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2014134640 A1	12-09-2014	CN 105208967 A DE 102013003913 A1 EP 2964140 A1 US 2016000539 A1 WO 2014134640 A1	30-12-2015 11-09-2014 13-01-2016 07-01-2016 12-09-2014
GB 426744 A	09-04-1935	NONE	
US 2008153069 A1	26-06-2008	DE 102006061143 A1 US 2008153069 A1	24-07-2008 26-06-2008

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen PCT/EP2015/071980

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61C13/00 A61C13/01 ADD.
--

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestpräfetoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61C

Recherchierte, aber nicht zum Mindestpräfetoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2014/134640 A1 (AMANN GIRRBACH AG [AT]) 12. September 2014 (2014-09-12) Seite 8, Zeile 18 - Zeile 18; Abbildungen 6, 7 Seite 8, Zeile 30 - Seite 9, Zeile 19 Seite 10, Zeile 6 - Zeile 17; Abbildungen 10, 11 -----	1-3,7-15
Y	GB 426 744 A (CARBIDE & CARBON CHEM CORP) 9. April 1935 (1935-04-09) Abbildungen 1-7 Seite 1, Zeile 89 - Zeile 91 Seite 4, Zeile 30 - Zeile 34 Seite 4, Zeile 91 - Zeile 98 -----	1-3,7-15
Y	US 2008/153069 A1 (HOLZNER STEPHAN [DE] ET AL) 26. Juni 2008 (2008-06-26) Absatz [0053]; Abbildung 5 -----	1-3,7-15

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :	
A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist	*T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldeatum oder dem Prioritätsatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
E frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldeatum veröffentlicht worden ist	*X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
L Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)	*Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
O Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht	*&* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist
P Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldeatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsatum veröffentlicht worden ist	

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Abschlußdatum des internationalen Recherchenberichts
8. Januar 2016	18/01/2016
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentamt 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Schmidt, Karsten

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2015/071980

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2014134640 A1	12-09-2014	CN 105208967 A DE 102013003913 A1 EP 2964140 A1 US 2016000539 A1 WO 2014134640 A1	30-12-2015 11-09-2014 13-01-2016 07-01-2016 12-09-2014
GB 426744 A	09-04-1935	KEINE	
US 2008153069 A1	26-06-2008	DE 102006061143 A1 US 2008153069 A1	24-07-2008 26-06-2008

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,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,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,H,R,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ

(74)代理人 100116403

弁理士 前川 純一

(74)代理人 100135633

弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100162880

弁理士 上島 類

(72)発明者 クラウス ルッパート

ドイツ連邦共和国 マインタール ビューヒャータールシュトラーセ 16

(72)発明者 ミヒヤエル エック

ドイツ連邦共和国 シュミッテン ウンターガッセ 8

F ターム(参考) 4C159 FF23 FF24