

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5770630号
(P5770630)

(45) 発行日 平成27年8月26日(2015.8.26)

(24) 登録日 平成27年7月3日(2015.7.3)

(51) Int.Cl.

A 61 C 7/14 (2006.01)

F 1

A 61 C 7/14

請求項の数 16 (全 40 頁)

(21) 出願番号	特願2011-523166 (P2011-523166)
(86) (22) 出願日	平成21年8月13日(2009.8.13)
(65) 公表番号	特表2012-500053 (P2012-500053A)
(43) 公表日	平成24年1月5日(2012.1.5)
(86) 國際出願番号	PCT/US2009/053710
(87) 國際公開番号	W02010/019768
(87) 國際公開日	平成22年2月18日(2010.2.18)
審査請求日	平成24年8月9日(2012.8.9)
審判番号	不服2014-8055 (P2014-8055/J1)
審判請求日	平成26年5月1日(2014.5.1)
(31) 優先権主張番号	61/088,519
(32) 優先日	平成20年8月13日(2008.8.13)
(33) 優先権主張国	米国(US)
(31) 優先権主張番号	61/106,358
(32) 優先日	平成20年10月17日(2008.10.17)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	599025972 オルムコ コーポレイション アメリカ合衆国 カリフォルニア州, オレンジ, ウエスト コリンズ アベニュー 1717
(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(74) 代理人	100089037 弁理士 渡邊 隆
(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】審美的歯列矯正ブラケット及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

アーチワイヤを歯に連結するための歯列矯正ブラケットであって、

アーチワイヤを収容するよう構成されたアーチワイヤ溝を有する、前記歯に取付けるよう構成されたブラケット本体を有し、該ブラケット本体は、隣接する粒が粒界によって隔てられている複数の粒を有し、平均粒径が $3.4 \mu m$ より大きく約 $6 \mu m$ 以下の範囲にあるという前記複数の粒に関する粒径分布により特徴づけられる多結晶アルミニナ製であり、前記複数の粒のうち粒径が $10 \mu m$ より大きい粒が、前記ブラケット本体の体積の約 10 % から約 50 % までを占めることを特徴とする歯列矯正ブラケット。

【請求項 2】

前記平均粒径が約 $3.5 \mu m$ ~ 約 $5 \mu m$ であることを特徴とする、請求項 1 に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 3】

前記平均粒径が約 $4 \mu m$ ~ 約 $4.3 \mu m$ であることを特徴とする、請求項 1 に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 4】

前記多結晶アルミニナの破壊靭性が少なくとも $4.0 \text{ MPa} \cdot m^{1/2}$ であることを特徴とする、請求項 1 に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 5】

前記多結晶アルミニナの破壊靭性が少なくとも $5.0 \text{ MPa} \cdot m^{1/2}$ であることを特徴

とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 6】

前記粒径分布が、対数正規分布として特徴づけられないことを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 7】

前記粒径分布が多頂分布であることを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 8】

前記粒径分布が二頂分布であることを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

10

【請求項 9】

前記二頂の粒径分布の第1のピークが、粒径約 $1 \mu m$ ～約 $5.5 \mu m$ に、第2のピークが粒径約 $5.5 \mu m$ 以上より大きいところにあることを特徴とする、請求項 8に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 10】

前記第2のピークが、粒径約 $5.5 \mu m$ より大きく約 $7 \mu m$ までの間にあることを特徴とする、請求項 9に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 11】

前記複数の粒のうち粒径が約 $3 \mu m$ より小さい粒が、約 10% から約 50% を占めることを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

20

【請求項 12】

前記複数の粒のうち粒径が約 $10 \mu m$ より小さい粒が、約 70% から約 90% を占めることを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 13】

前記多結晶アルミナ製の結紮スライドをさらに有することを特徴とする特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

【請求項 14】

アーチワイヤを歯に連結するための歯列矯正ブラケットであって、
アーチワイヤを収容するよう構成されたアーチワイヤ溝を有する、前記歯に取付けるよう構成されたブラケット本体を有しており、該ブラケット本体は、隣接する粒が粒界によつて隔てられている複数の粒を有し、平均粒径が約 $3.5 \mu m$ ～約 $5 \mu m$ の範囲にあること、及び、粒径が約 $3 \mu m$ より小さい粒が最高で粒の約 50% を占めること、及び、粒径が約 $10 \mu m$ より小さい粒が最高で粒の約 90% を占めること、及び、粒径が $10 \mu m$ より大きな粒が前記ブラケット本体の体積の約 10% から約 50% までを占めることにより特徴づけられる前記複数の粒に関する粒径分布を持つ多結晶アルミナの破壊靭性が少なくとも $4.0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ であることを特徴とする歯列矯正ブラケット。

30

【請求項 15】

前記アーチワイヤ溝が、前記ブラケット本体の前記多結晶アルミナ内に埋め込まれており、前記アーチワイヤが、前記アーチワイヤを前記ブラケット本体に挿入すると前記ブラケット本体の前記多結晶アルミナと接触するように構成されていることを特徴とする、請求項 1に記載の歯列矯正ブラケット。

40

【請求項 16】

アーチワイヤを歯に連結するための歯列矯正ブラケットであって、
アーチワイヤを収容するよう構成されたアーチワイヤ溝を有する、前記歯に取付けるよう構成されたブラケット本体を有し、該ブラケット本体は、隣接する粒が粒界によつて隔てられている複数の粒を有し、平均粒径が約 $3.4 \mu m$ より大きく約 $6 \mu m$ 以下の範囲にあるという前記複数の粒に関する粒径分布により特徴づけられる多結晶アルミナ性であり、

前記粒径分布が、二頂分布であり、

前記二頂分布である粒径分布の第1のピークが、粒径約 $1 \mu m$ ～約 $5.5 \mu m$ に、第2

50

のピークが粒径約5.5μm以上より大きいところにあることを特徴とする歯列矯正プラケット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歯列矯正プラケット全般、さらに詳しくはスライド又はラッチといった移動可能な閉鎖部材を有する審美的歯列矯正プラケットに関する。

本出願は、2008年8月13日付の米国仮出願第61/088519号、及び、2008年10月17日付の米国仮出願第61/106358号の利益を主張するものである。この言及により、これらの出願の開示内容全体が本書に組み込まれるものとする。 10

【背景技術】

【0002】

歯列矯正プラケットは、患者の咬合を改善するための歯列矯正治療の一つの主要な要素である。従来の歯列矯正治療においては、歯列矯正医又は助手が患者の歯にプラケットを装着し、各プラケットの溝内にアーチワイヤがはめ込まれる。該アーチワイヤが及ぼす矯正力により、前記の歯は、歯列矯正的に正しい位置に移動させられる。前記アーチワイヤを各プラケット溝内に保持するために、小型の弾性Oリング又は細い金属ワイヤといった従来のリガチャーが用いられる。個々のリガチャーをそれぞれのプラケットに取付ける際に困難が生じるため、アーチワイヤをプラケット溝内に保持しておくための移動可能なラッチ又はスライドにより、リガチャーを必要としない自己結紮式歯列矯正プラケットが開発されている。 20

【0003】

従来の歯列矯正プラケットは通常ステンレス鋼から形成される。ステンレス鋼は強くて吸収性を持たず、溶接可能で、成形及び機械加工が比較的容易である。しかし、金属の歯列矯正プラケットを使って歯列矯正治療を受ける患者にとっては、金属が目立つことは見た目が良くないために患者が困惑することがある。美容的に見た目を改善するため、従来の歯列矯正プラケットの中には、ポリマー樹脂やセラミックといった、下にある歯の色や色合いをつけた又は模倣した透明又は半透明の非金属材料をプラケット本体に用いるものがある。このような歯列矯正プラケットは、アーチワイヤ付近においてプラケット本体を強化及び補強するために金属インサートでアーチワイヤ溝を裏打ちすることができる。その結果、患者の口中の金属は、まだある程度は見えるものの、普通にしている分にはあまり目立たなくなるため、非金属プラケット本体を特徴とするプラケットは審美面により好みのものとなる。セラミック材料など、透明又は半透明の材料からプラケット本体を形成することは、審美面が改善されるため望ましいものとなっている。しかし、セラミック材料はもろく、使用中に破損する可能性がより高くなる。したがって、歯を歯列矯正的に正しい位置に移動させるのに必要な圧力に対して抵抗性を持つセラミック製プラケットの必要性がある。 30

【0004】

従来式の、非自己結紮式のプラケット本体を透明又は半透明の材料から形成することにより、これらプラケットは全般的に審美面に改善された一方で、自己結紮式プラケットの審美面の改善には今でも問題がある。例として挙げると、現在の審美的自己結紮式歯列矯正プラケットは透明又は半透明なプラケット本体を用いていても、閉鎖部材（結紮スライドなど）は引続き金属製のものが使われている。この構成におけるそのような例は、特許文献1で開示されており、特許文献1を言及することによりその開示内容全体が本書に組み込まれるものとする。特にプラケット本体が口腔前部に位置する切歯及び犬歯に取付けられる場合、これら金属の閉鎖部材は多くの患者が望む審美的外観からは明らかに劣る。これら自己結紮式プラケットで引続き金属閉鎖部材が使用されているのは、一般的に、そのような部材に求められる強度、しなやかさ、堅牢性が備わっているからである。したがって、自己結紮式プラケットの審美面はまだ全面的に実現する必要がある。 40

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】**【0005】**

【特許文献1】米国特許出願公開第20040072177号明細書

【特許文献2】米国特許出願第12147877号明細書(877出願、係属中)

【特許文献3】米国特許出願第12147854号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第20060163774号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第20060166159号明細書

【特許文献6】米国特許第5071344号明細書

【特許文献7】米国特許第7267545号明細書

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

したがって、従来の自己結紮式歯列矯正ブラケットの、上記の欠点及びその他の欠点を克服する、改善された、より全面的に審美的な自己結紮式の歯列矯正ブラケットの必要性がある。

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記の目的のために、アーチワイヤを一つの歯に連結するための歯列矯正ブラケットはブラケット本体を有しており、ブラケット本体が歯に取付けられる。ブラケット本体は、アーチワイヤを収容するために適合したアーチワイヤ溝、及び、ブラケット本体に係合された、移動可能な部材を有する。移動可能な部材は開ポジションと閉ポジションとの間で前記本体に対して移動可能であり、開ポジションにおいては、アーチワイヤをアーチワイヤ溝内に挿入可能であり、閉ポジションにおいては、移動可能な部材によりアーチワイヤ溝内にアーチワイヤが保持される。ブラケット本体及び移動可能な部材は、透明又は半透明なセラミック材料で作られている。

20

【0008】

一つの実施例において、ブラケット本体は、前記移動可能な部材が前記開ポジションに向かう動きを制限するための保持機構、及び、該保持機構とは別の、前記移動可能な部材が閉ポジションに向かう動きを制限するための第1の停止特徴部を有している。前記保持機構は、該保持機構と、移動可能な部材又はブラケット本体の一方との間の明らかな接触エリアを有している。前記第1の停止特徴部には、前記移動可能な部材とブラケット本体との間の第1の接触エリアがあり、該第1の接触エリアは、前記明らかな接触エリアより大きい。

30

【0009】

一つの実施例において、ブラケット本体は、少なくとも部分的にスライド係合トラックを画定する支持面を有している。前記移動可能な部材は、このスライド係合トラックに係合する。前記支持面の少なくとも一部は、前記アーチワイヤ溝の唇側エッジの舌側に位置している。

【0010】

一つの実施例において、ブラケット本体は多結晶セラミック製であり、その粒径の分布は、平均粒径が3.4μm～約6μmの範囲にあることにより特徴づけられる。一つの実施例においては歯列矯正ブラケットはさらに、該多結晶セラミック製の結紮スライドを有する。

40

【0011】

さらなる実施例においては、歯列矯正ブラケットは、歯に取付けるよう構成されたブラケット本体を有しており、該ブラケット本体は、アーチワイヤを収容するよう構成されたアーチワイヤ溝を備え、多結晶セラミック製であり、その粒径の分布は、平均粒径が約3.5μm～約5μmの範囲にあること、最高で約50%の粒の粒径が約3μmより小さいこと、最高で約90%の粒の粒径が約10μmより小さいこと、粒径が10μmより大きな粒が該ブラケット本体の体積の最高で約50%を占めていることにより特徴づけられる

50

。該多結晶セラミックの破壊靱性は最低でも $4.0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ である。

【0012】

本発明のさらなる実施例においては、歯列矯正ブラケットの製造方法は、セラミックパウダーからブラケット本体を成形するステップ、及び、該成形された本体を焼結して、平均粒径が $3.4 \mu\text{m}$ ~ 約 $6 \mu\text{m}$ の範囲にあることにより特徴づけられる粒径分布を持つ焼結済み本体を形成するステップ、を有する。

【0013】

付属の図は、本明細書に組み込まれ、本明細書の一部をなすものであり、これらの図は本発明の実施例を表しており、上述の全般的な説明及び以下の詳細な説明とともに、本発明のさまざまな態様を説明するものである。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一つの実施例による自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、結紮スライドが開いた状態を示した図である。

【図2】図1の自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、結紮スライドが閉じた状態を示した図である。

【図3】図1の結紮スライドの正面図である。

【図4】図1の自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、前記スライドを取り外した状態を示した図である。

【図5】図1の結紮スライドの背面図である。

20

【図6】図2の自己結紮式歯列矯正ブラケットの、概して6-6のラインで切断した場合の断面図である。

【図7】図1の自己結紮式歯列矯正ブラケットの、概して7-7のラインで切断した場合の断面図である。

【図8】図2の自己結紮式歯列矯正ブラケットの、概して8-8のラインで切断した場合の断面図である。

【図9】図1の結紮スライドの側面図である。

【図10】図1の自己結紮式歯列矯正ブラケットの背面図である。

【図11】図6の円で囲んだ部分11の拡大図である。

【図12】代替的な実施例による自己結紮式歯列矯正ブラケットの背面からの斜視図である。

30

【図13】図1の自己結紮式歯列矯正ブラケットの正面図である。

【図14】図1の歯列矯正ブラケットの、概して7-7のラインで切断した場合の断面図であって、図7に似た図である。

【図15】本発明のさらなる実施例による、自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図である。

【図16】本発明の一つの実施例による、自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、結紮スライドが閉ポジションにある図である。

【図17】図16の自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、結紮スライドをブラケット本体から取り外した図である。

40

【図18】図16の自己結紮式歯列矯正ブラケットの、概して18-18のラインで切断した場合の断面図である。

【図19】図16及び図17に示した結紮スライドの背面図である。

【図19A】図19に示した結紮スライドの、概して19A-19Aのラインで切断した場合の断面図である。

【図20】図16に示した歯列矯正ブラケットの、概して20-20のラインで切断した場合の断面図である。

【図21】本発明の一つの実施例による、自己結紮式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、結紮スライドが閉ポジションにある図である。

【図22】図21の自己結紶式歯列矯正ブラケットの斜視図であって、図中の結紶スライ

50

ドがプラケット本体から取外されている図である。

【図23】図21に示した自己結紮式歯列矯正プラケットの、概して23-23のラインで切断した場合の断面図である。

【図24】図21及び図22に示した結紮スライドの背面図である。

【図24A】図24に示した結紮スライドの、概して24A-24Aのラインで切断した場合の断面図である。

【図25】多結晶アルミナの曲げ強度に対する表面きずの影響を示したグラフである。

【図26A】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。

【図26B】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。 10

【図26C】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。

【図26D】多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率110倍）。

【図27A】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。

【図27B】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。 20

【図27C】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。

【図27D】本発明の複数の実施例における、多結晶アルミナのプラケット材料の顕微写真である（倍率440倍）。 20

【図28A】図27Aの微構造の粒径分布を示したグラフである。

【図28B】図27Bの微構造の粒径分布を示したグラフである。

【図28C】図27Cの微構造の粒径分布を示したグラフである。

【図28D】図27Dの微構造の粒径分布を示したグラフである。

【図29】本発明の一つの実施例による、図27Bの微構造について、3つの粒径範囲の体積分率の計算値を示したグラフである。

【図30】本発明の一つの実施例による、図27Cの微構造について、3つの粒径範囲の体積分率の計算値を示したグラフである。 30

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明について複数の実施形態を挙げて詳細に説明するが、本発明はその中の特定の一つのタイプの歯列矯正プラケットに限定して実施されるわけではない。本発明の実施例の説明は、付属する請求項により定義される発明の趣旨及び範囲に含まれるすべての代替案、変更案、同等の構成をカバーすることを意図している。特に同業者であれば、本書に記述された本発明の実施例のコンポーネントが、複数の異なる態様で構成され得ることを理解するであろう。

【0016】

まず図1及び図2を取り上げると、歯列矯正プラケット10にはプラケット本体12、及び該プラケット本体12に連結された、移動可能な閉鎖部材が含まれている。一つの実施例においては、前記移動可能な閉鎖部材としてプラケット本体12にスライド可能に連結された結紮スライド14が挙げられる。プラケット本体12にはアーチワイヤ溝16が形成されており、該アーチワイヤ溝16は、歯に矯正力をかけるためのアーチワイヤ18（仮想線で表現）を収容するように適合されている。結紮スライド14は開ポジション（図1）と閉ポジション（図2）との間で移動可能であり、開ポジションにおいてはアーチワイヤ18がアーチワイヤ溝16内に挿入可能であり、閉ポジションにおいてはアーチワイヤ18はアーチワイヤ溝16内に保持される。プラケット本体12と結紮スライド14とで、歯列矯正治療に使用する自己結紮式歯列矯正プラケット10が形成される。

さらに、前記移動可能な閉鎖部材はここでは結紮スライドとして記述されているが、本 50

発明でそう限定しているわけではなく、該移動可能な閉鎖部材は、開ポジションと閉ポジションとの間で適切な方法で移動できるその他の移動可能な構造（ラッチ、バネクリップ、ドアなど）とすることもできる。

【0017】

特に断らない限り本書では、ブラケット10が上顎の一つの歯の唇側表面に装着された歯列矯正ブラケット10について、一つの基準座標系（reference frame）を用いて記述する。従って、本書でブラケット10を記述するために用いる唇側、舌側、近心側、遠心側、咬合側、歯肉側といった用語は、前記の選ばれた基準座標系に関連する。しかしながら本発明の実施例は、前記選ばれた基準座標系や記述用語に限定されるわけではない。なぜなら、歯列矯正ブラケット10は口腔内の他の歯に使用することも、その他の向きで使用することもできるからである。たとえばブラケット10は本発明の範囲内において、前記の歯の舌側表面に装着することも、又は、下顎に配置することもできる。平均的な技術を持つ当業者であれば、基準座標系が変われば、本書で使用されている記述用語がそのまま適用されないことを理解するであろう。それでも、本発明は、口腔内における位置や向きに依存しないよう意図されており、歯列矯正ブラケットの実施例を記述するために使用される前記の相対的な用語は、図に描かれた実施例を明確に記述するために用いられているだけである。したがって、唇側、舌側、近心側、遠心側、咬合側、歯肉側といった相対的用語は、本発明を特定の位置又は特定の向きに限定するものではない。

【0018】

患者の上顎の一つの歯の唇側表面に装着された場合、ブラケット本体12は舌側20、咬合側22、歯肉側24、近心側26、遠心側28、唇側30を有する。ブラケット本体12の舌側20は、従来の方法のいずれかの方法で、たとえば適切な歯列矯正用セメント又は接着剤、又は、隣接する歯（図示されず）に回したバンドなどで歯に固定するよう構成されている。舌側20にはさらにパッド32が設けられており、該パッド32により、歯の表面に固定するよう適応されたボンディングベース33が画定される。パッド32は、別個のピース又は要素としてブラケット本体12に連結するか、又は代替的に、パッド32をブラケット本体12と一緒に形成することができる。ブラケット本体12はベース面34、及び、互いに対向する一対の溝面36、38を有しており、該溝面36、38はベース面34から唇側に突き出ており、ベース面34により、近心側26から遠心側28へ近心遠心の方向に延在するアーチワイヤ溝16が画定される。溝面36、38及びベース面34はブラケット本体12の材料内に実質的に包み込まれているか、又は、埋め込まれている。ブラケット本体12のアーチワイヤ溝16は、歯列矯正アーチワイヤ18をいずれかの適切な態様で収容するよう設計することができる。

【0019】

図4によると、ブラケット本体12はさらに、溝面38から概して歯肉・咬合方向に延在する支持面40を有している。支持面40により、互いに向き合う一対のガイド42、44が支持されており、ガイド42は支持面40の近心側26に、ガイド44は遠心側28に配置されている。ガイド42、44は概してL字型をしており、それぞれが、支持面40から唇側へ突き出ている第1の脚部42a、44aを有している。ガイド42は、遠心方向に突き出す第2の脚部42b又は耳状部分を有しており、ガイド44は近心方向に突き出す第2の脚部44b又は耳状部分を有しているため、ガイド42、44は共同で支持面40を部分的に覆っている。支持面40及びガイド42、44は共同で、ブラケット本体12内で結紮スライド14を支持及びガイドするためのスライド係合トラック46を画定している。

【0020】

支持面40は、近心部分48、遠心部分50、及び、近心部分48と遠心部分50との中間に有する中心部分52を有している。ガイド42、44は、結紮スライド14を収容するため、近心部分48及び遠心部分50からは間隔をおいて近心部分48及び遠心部分50にかぶさるよう構成されている。中央部分52には、概して唇側方向に飛び出している隆起部54があり、該隆起部54の目的は以下に詳述する。このような構成により本質

10

20

30

40

50

的に、支持面 40 内で歯肉側 - 咬合側の方向のトラック又は溝 56、58 が画定される。さらに、支持面 40 の中心部分 52 の咬合側端にはリセス又はカットアウト 60 があり、停止面を画定している。以下に詳述するように該停止面は、プラケット 10 にかけられた力（咀嚼力など）を受容するために、結紮スライド 14 とより良く協働するよう構成されている。

【0021】

先述したように、歯列矯正プラケット 10 の審美面を改善するためにプラケット本体 12 は透明又は半透明の非金属材料から形成される。たとえば、プラケット本体 12 は透明又は半透明のセラミック材料から形成することができる。また、プラケット本体 12 は歯の色にすることもできる。一つの実施例においてはセラミック材料は多結晶アルミナ又は酸化アルミニウムとすることができます。しかし、限定ではない例として挙げると、多結晶ジルコニア又は酸化ジルコニアとといったその他の多結晶セラミック材料を使用することもできる。したがって、一つの実施例においては、プラケット本体 12 はセラミック射出成形 (CIM)、その後に焼結及び／又は熱間等方加圧 (HIPing) により形成することができる。

10

【0022】

さらなる実施例においては、プラケット本体 12 のトルク強度を高めるためにプラケット本体 12 の一部又はプラケット本体 12 の全表面を処理することができる。たとえば、プラケット本体 12 の上に沈積又はその他の方法でコーティングを形成することができる。たとえば、該コーティングは、最高で厚さ約 15 μm の物理的気相成長法 (PVD) 又は化学蒸着 (CVD) で沈積させることができる。さらに、該コーティングは、非晶形又はナノ結晶のものとすること、又はプラケット本体 12 の粒径より細かい粒を持つ微構造を有することができる。一つの実施形態においては、表面を研磨及び／又はポリッシングするのではなく、プラケット本体 12 の一部又は前部の表面にイオンエッチング又は酸エッチングをほどこして表面欠陥を除去し、そこに表面圧縮応力を持たせ、それによりプラケット本体 12 を強化することができる。これに追加的に又は代替的に、破壊靭性を改善するために表面に金属イオン照射、混合金属イオン照射、レーザー融解を行うことができる。プラケット本体 12 のトルク強度を高めるために、一つの又は複数の表面処理を組み合わせることが望ましい。

20

【0023】

図 3 に示すように結紮スライド 14 は近心部分 62、遠心部分 64、近心部分 62 と遠心部分 64 との間の中間に位置する中央部分 66 を有する。ガイド 42 は近心部分 62 を、ガイド 44 は遠心部分 64 を覆うように構成されており、中央部分 66 は、中央部分 66 の唇側が、ガイド 42、44 の唇側と概して同一平面上にあるよう構成される（図 2）。このような構成により、歯肉側 - 咬合側の方向のトラック又は溝 68、70 が結紮スライド 14 の唇側において本質的に画定され、結紮スライド 14 が閉ポジションと閉ポジションとの間で移動する際、これらトラック又は溝 68、70 はガイド 42、44 に沿って移動する。近心部分 62 及び遠心部分 64 は、結紮スライド 14 の歯肉側 - 咬合側の全長にわたっているわけではなく、歯肉側 72 の手前で止まっている、概して平面状の 2 つのプラットフォーム表面 74、76 をそれぞれ画定している。図 2 に示し、以下に詳述するように、結紮スライド 14 が閉ポジションにある場合、プラットフォーム表面 74、76 はアーチワイヤ溝 16 に隣接するか又はアーチワイヤ溝 16 の一部、さらに詳しくはアーチワイヤ 18 の一方の側との境界をなす溝面 38 の一部を形成することができる。

30

【0024】

多くの審美的自己結紮プラケットとは対照的に、結紮スライド 14 は透明又は半透明な材料からも形成することができる。たとえば、結紮スライド 14 は透明又は不透明なセラミック材料から形成することができる。一つの実施例においては、該セラミック材料は、プラケット本体 12 を形成するのに使われたものと同一のものとすることができます。しかし、平均的な技術を持つ当業者であれば、審美的な結紮スライド 14 を製造するのに適した材料が他にもあることを理解するであろう。さらに、強度と審美性を改善するために結

40

50

紮スライド14は、プラケット本体12について前述した手法と類似の手法で表面処理することができる。プラケット本体12及び結紮スライド14を透明又は半透明な材料から形成することにより、歯列矯正プラケットを患者の歯に装着したときに歯列矯正プラケットが目立つ度合いは好適に低下する。

【0025】

図4及び図5に示したように歯列矯正プラケット10は、結紮スライド14を少なくとも閉ポジションに固定する固定機構を有している。この目的のために該固定機構では、プラケット本体12又は結紮スライド14のいずれか一方に突出部分が、プラケット本体12又は結紮スライド14のもう一方には収容部分が設けられており、共同で結紮スライド14を少なくとも閉ポジションに保持する。該固定機構はさらに、結紮スライド14がプラケット本体12から脱落すのを防止することができる。例として一つの実施例においては、該固定機構は、プラケット本体12に連結された、概して縦長で円筒形で管状のスプリングピン78のような弾力性係合部材(図4)、及び、結紮スライド14内に形成された保持長孔80(図5)を有している。該実施例では、スプリングピン78がプラケット本体12に、保持長孔80が結紮スライド14に関連付けられた実施例として記述されているが、平均的な技術を持つ当業者であれば本発明がこれに限定されないことを理解するであろう。たとえば、スプリングピンは結紮スライドに連結してもよいし、プラケット本体内に適切な保持長孔を形成してもよい。

【0026】

図4、図6、図7に示されているようにスプリングピン78は第1の部分と第2の部分を有している。スプリングピン78の第1の部分は、支持面40内に形成されたボア82内に収容されるよう構成されている。スプリングピン78の第2の部分は、支持面40から概して唇側方向に突き出していて、スライド係合トラック46内まで延在している。スプリングピン78の側壁にはカットアウト又はスリット84が設けられており、該スリット84はスプリングピン78の長さの少なくとも一部に沿って延在しており、その目的は以下に記述する。スリット84を画定するためにスプリングピン78はたとえば圧延工程で形成するか、又は代替的に、管状部材をカットしてスリット84を形成することができる。また、スプリングピン78は、ステンレス鋼、チタン合金、NiTi超弾性材料、その他の適切な材料から形成できる。

【0027】

ボア82はアーチワイヤ溝16の咬合側に配置されており、プラケット本体12の舌側20から支持面40へと延在している。また、ボア82は、中央部分52の隆起部分54内に形成することができる。スプリングピン78を隆起部54内に配置することにより、スプリングピン78に追加的な支持が得られ、スプリングピン78の片持ち曲げ又は屈曲が防止又は低減される。ボア82は第1の部分86及び第2の部分88を有しており、該第1の部分86は支持面40を支持するために開いていて、また、中にスプリングピン78を収容するよう適応されており、前記第2の部分88は、プラケット本体12の舌側20において開いており、スプリングピン78をボア82内に固定するために構成された閉塞部材を収容するよう適合されている。一つの実施例においては、前記閉塞部材はボール90とすることができます。しかし、この閉塞部材はそのように限定されているわけではなく、他の閉塞部材を用いてスプリングピン78をボア82内に固定することもできる。第1部分86と第2部分88との間には概して先細の移行部分92を配置することができる。

【0028】

組立て中、スプリングピン78は舌側20からボア82内に挿入される(そして結紮スライド14がプラケット本体12に係合する)ため、第1ボア部分86内に位置する。ボール90は第2ボア部分88に挿入されてボア82に固定される。例として挙げると、ボール90はボア82に接着することができる。平均的な技術を持つ当業者であれば、ボール90をボア82内に固定する他の方法があることを理解するであろう。スプリングピン78をボア82に挿入しやすくするために第2ボア部分88の横寸法は第1ボア部分の横

10

20

30

40

50

寸法より大きくすることができる。特に、先細になった移行部分 9 2 により、組立て工程中にスプリングピン 7 8 をボア 8 2 内に挿入しやすくできる。一つの実施例においては、ボール 9 0 はジルコニアから形成することができるが、P M M A、ポリカーボネート、ガラスなど、その他の適切な材料もボール 9 0 を形成するために使用できる。スプリングピン 7 8 は金属で形成することができるが、スプリングピン 7 8 (非審美的な材料から作られる場合はボール 9 0 も) は、ブラケット 1 0 の審美性に対する影響を最小限にするために歯列矯正ブラケット 1 0 内の比較的深くに配置される。

【 0 0 2 9 】

図 5 に示したように結紮スライド 1 4 の舌側 9 4 には空洞 9 6 があり、該空洞 9 6 にはベース面 9 8 、歯肉側の端 1 0 0 、咬合側の端 1 0 2 がある。歯肉側の端 1 0 0 は、結紮スライド 1 4 が開ポジションと閉ポジションとの間で移動する際に隆起部 5 4 を収容するために開いている。空洞 9 6 の咬合側の端 1 0 2 はタブ部材 1 0 4 により閉鎖されており、該タブ部材 1 0 4 は舌側 9 4 から外に向かって(たとえば舌側に向かって)延在し、空洞 9 6 に向かい合う接觸面 1 0 6 を有しており、その目的については後で詳述する。

【 0 0 3 0 】

空洞 9 6 のベース面 9 8 内に保持長孔 8 0 が形成され、概して歯肉 - 咬合方向に(つまり結紮スライド 1 4 の移動方向に)延在している。図 3 及び図 5 に示したように、保持長孔 8 0 は、スライド 1 4 を唇側 - 舌側方向(図示されず)に完全に貫いて延在するように形成することも、又は、スライド 1 4 の一部のみを貫いて延在するように、したがってスライド 1 4 の唇側 1 0 8 からは見えないように形成することも(たとえば止まり溝)できる。このような止まり溝構造は、ブラケット 1 0 の唇側において口腔からの食物やその他の物質がたまる場所を縮小することになり、それにより全体的に衛生面が改善される。一つの実施例においては、保持長孔 8 0 は、保持長孔 8 0 の咬合側の端 1 1 2 に拡大部分 1 1 0 を有しており、該拡大部分 1 1 0 は歯肉側の端 1 1 6 が閉じている直線セグメント部分 1 1 4 につながっている。この拡大部分 1 1 0 は、図のように円形とすることも、又は他の適切な形状とすることもできる。この円形部分 1 1 0 の横寸法は、直線セグメント部分 1 1 4 の横寸法より大きくなっているため、円形部分 1 1 0 と直線セグメント部分 1 1 4 との間の移行部分において、向かい合う一対の凸部 1 1 8 が画定される。

【 0 0 3 1 】

結紮スライド 1 4 がブラケット本体 1 2 に連結されると、スプリングピン 7 8 が保持長孔 8 0 内に収容され、該保持長孔 8 0 は結紮スライド 1 4 が開ポジションと閉ポジションとの間で移動する際にスプリングピン 7 8 に対して相対的に移動する。スプリングピン / 保持長孔というこの構成は、少なくとも閉じた状態における結紮スライド 1 4 の固定に役立つ。この目的のために、スプリングピン 7 8 に設けられたスリット 8 4 により、スプリングピン 7 8 は概して半径方向に収縮又は弾性的に変形できるようになっている。このようにスプリングピン 7 8 は、該スプリングピン 7 8 にかけられた半径方向の力に応じて半径方向に拡張及び収縮することができる。この目的のために、スプリングピン 7 8 内に設けられたスリット 8 4 により、少なくともスリット部分は、その中心軸 6 9 に対して相対的に概して半径方向に収縮又は弾性的に変形できるようになっている。本書で言う「半径方向に収縮」には、半径方向の均一な変化だけでなく、半径方向の不均一な変化又は、たとえば弾力性のある C クリップを強く握った時に起こるような半径方向の部分的な変化も含まれている。換言すると、スプリングピン 7 8 の少なくとも一部分は第 1 の有効径又は曲率半径(たとえば付勢されていない状態における)を有しているが、収縮可能であるため、たとえばスプリングピン 7 8 を圧迫した場合など、第 1 の有効径又は曲率半径より小さい第 2 の有効径又は曲率半径を有する。スプリングピン 7 8 に設けられたスリット 8 4 により半径方向の収縮 / 拡大ができるが、そのような動きは他の方法でも達成できる。

【 0 0 3 2 】

使用中、結紮スライド 1 4 が閉じた状態(図 2)にあるとき、スプリングピン 7 8 は保持長孔 8 0 の拡大部分 1 1 0 内にあり、半径方向に拡張できるため、スプリングピン 7 8 は拡大部分 1 1 0 の壁に係合する。平均的な技術を持つ当業者であれば、スプリングピン

10

20

30

40

50

7 8 が拡大部分 1 1 0 の壁に係合する必要はなく、少なくとも半径方向に拡大したときの横寸法（直径など）が、直線セグメント部分 1 1 4 の横寸法より大きい必要があることを理解するであろう。このように拡大部分 1 1 0 内に配置されると、凸部 1 1 8 は、結紮スライド 1 4 を閉ポジションから開ポジションへと動かすあらゆる動きに対する抵抗閾値として機能する。しかし、たとえば、結紮スライド 1 4 に、咬合方向に十分に大きな開く力がかけられると、保持長孔 8 0 とスプリングピン 7 8 との間の相互作用によりピン 7 8 が半径方向に収縮し（長孔 8 0 により圧迫する力がかけられるため）スプリングピン 7 8 は凸部 1 1 8 を通り越して、保持長孔 8 0 の直線セグメント部分 1 1 4 に移動する。

【 0 0 3 3 】

スプリングピン 7 8 が直線セグメント部分 1 1 4 内に来ると、スプリングピン 7 8 は直線セグメント部分 1 1 4 の両側に圧接するため、スプリングピン 7 8 が直線セグメント部分 1 1 4 を行き来する際にその抗力に打ち勝って結紮スライド 1 4 をブラケット本体 1 2 に対して相対的に動かすためには、スライド力閾値をかける必要がある。該スライド力閾値は開く力より小さく、おそらくは有意に小さい。このようにして開かれた結紮スライド 1 4 は自由にスライドしたり又は完全に開ポジションに落ちたりするのではなく、開ポジションに向かって意図的に動かす必要がある。結紮スライド 1 4 が部分的にのみ開いている場合、スライド 1 4 は、スライド 1 4 を開ポジションに向かって引き続き移動させるためのスライド力閾値がかけられるまでは、ブラケット本体 1 2 に対してその位置を相対的に保持するよう構成（たとえば、スプリングピン 7 8 とスライド 1 4 との間の摩擦力により）ことができる。そのような構成により、たとえば、歯列矯正治療中にスライド 1 4 が意図せずに閉じてしまう可能性を低減することができる。結紮スライド 1 4 が閉ポジションに向かって動かされると、スプリングピン 7 8 が拡大部分 1 1 0 に入るため、スプリングピン 7 8 が回復、つまり半径方向に拡大した位置に戻るため、結紮スライド 1 4 は再び閉ポジションに固定される。

【 0 0 3 4 】

上述のように、結紮スライド 1 4 の開閉中、スプリングピン 7 8 は隆起部 5 4 により支持される。その際、結紮スライド 1 4 が開ポジションに向かって動かされるとき、スプリングピン 7 8 と保持長孔 8 0 との接触によるいかなる抗力もピン 7 8 に対してせん断的な力を及ぼす可能性がある。隆起部 5 4 は、支持面 4 0 から延在するピン 7 8 の全長を支持しているため、隆起部 5 4 により、結紮スライド 1 4 がピン 7 8 を通りすぎる際にピン 7 8 が可塑的に変形又は破損する可能性が低減される。対照的に、隆起部 5 4 がなく、ピン 7 8 の長さの一部が支持面 4 0 から唇側に突き出している場合は、スライド 1 4 がどちらの方向に動いても、ピン 7 8 がボア 8 2 のエッジ付近において曲がったり又は破損したりするのに十分な片持ち力又はトルク力がピン 7 8 にかかる可能性が高まる。

【 0 0 3 5 】

スプリングピン 7 8 及び保持長孔 8 0 を有する固定機構は、特許文献 2 に詳しく開示されており、該特許文献 2 の開示を本書で言及することにより、その開示内容全体が本書に組み込まれるものとする。また、特許文献 2 の ‘ 8 7 7 出願で公開されているその他の複数の固定機構も、本書で開示している審美的歯列矯正ブラケット 1 0 に使用することができる。したがって、固定機構は本書の図や前述のピン / 保持長孔の構造に限定されるわけではない。

【 0 0 3 6 】

前記固定機構は、結紮スライド 1 4 を少なくとも閉ポジションに十分に固定することに加えて、結紮スライド 1 4 が開ポジションにある場合など、使用中に結紮スライド 1 4 がブラケット本体 1 2 から偶然に又は意図せずに脱落することを防止又は低減するための保持機構として機能することができる。この目的のために、保持長孔 8 0 の長さによって、結紮スライド 1 4 がブラケット本体 1 2 に対して相対的に歯肉 - 咬合方向に移動するのを制限することができる。たとえば、結紮スライド 1 4 が完全な開ポジションにある場合に、スプリングピン 7 8 が保持長孔 8 0 の歯肉側の端 1 1 6 に接するようにすることができる。保持長孔 8 0 は歯肉側の端 1 1 6 で閉じられているため、結紮スライド 1 4 がブラケ

10

20

30

40

50

ット本体 12 に対して相対的に咬合方向にさらに移動することが妨げられ、結紮スライド 14 がブラケット本体 12 から分離されたり又は脱落したりすることはできない。

【0037】

同様に、結紮スライド 14 が完全な閉ポジションにある場合、スプリングピン 78 は保持長孔 80 の咬合側の端 112 における拡大部 110 内に位置しており、それにより結紮スライド 14 がブラケット本体 12 に対して相対的に歯肉側にさらに移動するのが妨げられる。以下に詳述するが、歯列矯正ブラケット 10 は、前記固定機構の代わりに又はそれに追加的に、結紮スライド 14 がブラケット本体 12 に対して相対的に歯肉側にさらに移動するのを妨げるその他の特徴を備えることもできる。

【0038】

その場合、結紮スライド 14 がブラケット本体 12 に対して相対的に歯肉側にさらに移動するのを、スプリングピン 78 のみを用いて制限又は停止するという設計には、該固定機構の初期故障が起こりやすいという可能性がある。このような設計においては、たとえば咀嚼中に結紮スライド 14 にかかるすべての力がスプリングピン 78 を介してブラケット本体 12 に伝達される。スプリングピン 78 と結紮スライド 14 との間の接触面積は比較的小さいため、スプリングピン 78 を介してブラケット本体 12 に伝達される力は、スプリングピン 78 をせん断したり、切欠を付けたり、又はその他の損傷を与えるのに十分である可能性がある。したがって、以下に詳述するように、停止面を用いて結紮スライド 14 とブラケット本体 12 との接触面積を増やして、結紮スライド 14 の歯肉側への動きを制限するのが望ましい。接触面積が増やされることにより、結紮スライド 14 にかけられた負荷をブラケット本体 12 のより広い面積に本質的に拡散させることができる。このような構成により、固定機構の初期故障のリスクが回避又は低減される。その際は前記停止面により、スプリングピン 78 が保持長孔 80 の咬合側の端 112 の一番下に来るのを低減又は回避することができる。また、結紮スライド 14 が閉ポジションにある場合、前記停止面により、該停止面がない場合のスプリングピン 78 と保持長孔 80 との間の明白な接触面積よりも大きな接触面積が画定される。

【0039】

この目的のために、結紮スライド 14 が閉ポジションにあるとき、結紮スライド 14 の歯肉側 72 がブラケット本体 12 の第 1 接触面又は停止面に係合するよう構成することができる。その際歯列矯正ブラケット 10 は、図 6、図 7 に示すように、カットアウト 120 として構成され、ブラケット本体 12 の唇側 30 に溝面 36 に隣接して形成されたオーバーシュート特徴部を有することができる。カットアウト 120 によりレッジ (ledge) 122 が画定され、該レッジ 122 は溝面 36 の上方に延在しており、結紮スライド 14 が閉ポジションにあるときは結紮スライド 14 の舌側 94 に係合するか又は舌側 94 に隣接する。このようなオーバーシュートを設けることにより、閉ポジションにあるときにアーチワイヤ溝 16 をカバーするための、結紮スライド 14 とブラケット本体 12 との連結における許容誤差が緩和される。

【0040】

図 6 に示すように、閉ポジションにおいては、カットアウト 120 もまた、結紮スライド 14 の歯肉側 72 の上に覆いかぶさる歯肉側壁 124 を画定する。この覆いかぶさりにより、口腔内の食物又はその他の物質がスライド 14 の歯肉側 72 に接触してスライド 14 が不適切に開ポジションに向かって動くのが回避又は低減される。カットアウト 120 の歯肉側壁 124 もまた第 1 の接触面を提供する。その際、結紮スライド 14 が閉ポジションにあるとき、スライド 14 の歯肉側 72 は、保持長孔 80 の咬合側の端 112 でスプリングピン 78 が一番下に来る前に、カットアウト 120 の歯肉側壁 124 に係合するよう構成することができる。結紮スライド 14 の歯肉側 72 とブラケット本体 12 の歯肉側壁 124 との接触により、結紆スライド 14 にかかる力がブラケット本体 12 に伝達されるときに介在する面積が増加する。さらに、結紆スライド 14 が閉ポジションにあるとき、図 6 に示すように保持長孔 80 の一部とアーチワイヤ溝 16 とが接する。

【0041】

10

20

30

40

50

図に示したように、歯列矯正ブラケット10は、結紮スライド14を閉ポジションから開ポジションに向かって動かすためのツール(図示されず)と協調するツール収容部126を有することができる。図4、図6、図7によると、ブラケット本体12の唇側30にはツール収容部126が設けられており、これにより歯肉側壁128、近心側壁130、遠心側壁132、唇側壁134が画定される。しかし、収容部126の咬合側の端全体がオープンになっているため、結紮スライド14の少なくとも一部に対してアクセス可能になっている。たとえば、ツール収容部126は、結紮スライド14の歯肉側72に対してオープンにすることができる。特許文献3には、ツール収容部126を使用するためのさまざまツール及び方法がより詳しく開示されており、本書で言及することにより、その開示内容の全体が本書に組み込まれているものとする。これらの図に図示されているように、ツール収容部126とカットアウト120とが交わることにより、結紆スライド14の歯肉側72とカットアウト120の歯肉側壁124との間の前記第1接触面の面積が小さくなる。たとえば、ブラケット本体12にツール収容部126が形成されている場合、その第1接触面は、歯肉側壁128、近心側壁130、遠心側壁132、唇側壁134の咬合側のエッジに沿った細長い部分となる。

【0042】

歯列矯正ブラケット10は、結紆スライド14がブラケット本体12に対して相対的に歯肉側に動くのを制限又は止めるために、結紆スライド14とブラケット本体12との間にさらに第2の接触面又は停止面を有することができる。該第2の接触面は単独で又は前述の第1接触面と共同で機能することができる。その際、図6、図7に示したように、結紆スライド14が閉ポジションにあるとき、タブ部材104の接触面106は、保持長孔80の咬合側の端112でスプリングピン78が一番下に来る前に、ブラケット本体12に係合するように構成することができる。さらに詳しくは、ブラケット本体12の咬合側22が第2の接触面を提供することができる。この目的のためにタブ部材104の接触面106は、ブラケット本体12の第1の係合部分140に係合される第1の係合部分136、及び、ブラケット本体12の第2の係合部分142に係合される第2の係合部分138を有することができる。結紆スライド14のタブ部材104とブラケット本体12とが接触することにより、結紆スライド14にかかる力がブラケット本体12に伝達されるときに介在する面積が増加する。このようにして、固定機構の初期故障の可能性を低減することができる。

【0043】

タブ部材104とブラケット本体12との間の上記の関係にはさらなる長所がある。たとえば、結紆スライド14が閉ポジションにあるとき、タブ部材104は支持面40内の凹部(recess)60内にあって、ブラケット本体12の咬合側22に隣接するガイド部材42とガイド部材44との間の空間を少なくとも部分的に満たしている。タブ部材104でこのような空間が満たされることにより、歯垢及び/又は食物が蓄積する場所が減ることになる。さらに、図6、図7に示したように、第2の係合部分138、142は、第1の係合部分136、140に対して角度付け又は斜角をつけることができる。結紆スライド14に斜角の構成を設けることにより、スライド14の複数の部分の壁を厚くすることができる。たとえば、図6に示されたように、結紆スライド14の歯肉側-咬合側方向の厚さ t_1 、及び、結紆スライド14の唇側-舌側側方向の厚さ t_2 は、より従来的な、斜角をつけない構成に比較して厚くすることができる。厚みが増すことにより、結紆スライド14の強度と剛性がより高まる。

【0044】

上述のさまざまな特徴部に加えて、歯列矯正ブラケット10は、ブラケットの設計及び/又は歯列矯正治療中のブラケットの導入にとって長所となるその他の複数の特徴部を有することができる。例として挙げると、ブラケット本体12、さらに詳しくはアーチワイヤ溝16に対する、結紆スライド14の相対的な位置に関する一つの特徴部が挙げられる。その際、従来の自己結紆ブラケットは典型的に、アーチワイヤ溝を形成するブラケット本体を有しており、該アーチワイヤは、アーチワイヤ溝の一つの側を除いたすべての側に

10

20

30

40

50

固定される。アーチワイヤ溝の、アーチワイヤが固定されなかった一つの側は、移動可能な閉鎖部材により閉鎖される。該閉鎖部材の全体ではない大部分は概して、アーチワイヤ溝の唇側に配置され、その結果ブラケット本体は、開ポジションと閉ポジションとの間での移動中などに、前記閉鎖部材を収容するアーチワイヤ溝の唇側に延在する構造を含む必要がある。その結果、該自己結紮式歯列矯正ブラケットの唇側 - 舌側の幅は概して比較的広くなる。唇側 - 舌側の幅が広くなることにより、ブラケットが目立ちやすくなつて審美的に好ましくないだけでなく、患者の快適さも低下する。さらに、唇側 - 舌側の幅が比較的広いと、たとえば咀嚼力によって結合不全の発生が高まる。

【 0 0 4 5 】

従来の自己結紮ブラケットのこのような欠点に対処するために、歯列矯正ブラケット 10 0 は唇側 - 舌側の幅を狭くした自己結紮特徴部を提供しており、それにより審美面及び患者の快適性を改善するよう設計されている。この点において、結紮スライド 1 4 は、従来の自己結紮ブラケットの設計と比較して、ブラケット本体 1 2 内において舌側に移動されている。図 8 に示したように、このようにして、スライド係合トラック 4 6 (図 4) を固定する支持面 4 0 はもはやアーチワイヤ溝 1 6 の唇側ではなく、その一部は、アーチワイヤ溝 1 6 の唇側エッジの舌側に位置している。一つの実施例においては、スライド係合トラック 4 6 は、図 8 に示すように、溝面 3 8 の中間部 (つまり、ベース面 3 4 と唇側のエッジ 1 4 3 との間) において溝面 3 8 に交差する。しかし代替的に、スライド係合トラック 4 6 の一部は中間壁 (図 1 6 に図示、及び以下で記述する) によりアーチワイヤ溝 1 6 から仕切られていながらも、アーチワイヤ溝 1 6 の唇側エッジ 1 4 3 の舌側に位置することができる。

【 0 0 4 6 】

スライド係合トラック 4 6 をブラケット本体 1 2 内で舌側に移動した場合、このような移動に対応するために結紮スライド 1 4 に多くの設計特徴部が生じる。図 2 及び図 9 に示したように、結紮スライド 1 4 は、ブラケット本体 1 2 に対向するブラケット係合部分 1 4 4 及び、閉ポジションにおいてアーチワイヤ溝 1 6 に対向する溝カバー部分 1 4 6 を有する。この 2 つの部分の間の移行は、プラットフォーム表面 7 4 、 7 6 付近で起こる。図 9 によると、溝カバー部分 1 4 6 の舌側 9 4 a は、近心部分 6 2 、遠心部分 6 4 を歯肉側 7 2 の手前で停止させてプラットフォーム表面 7 4 、 7 6 を形成する (図 3 、図 5) のに加え、ブラケット係合部分 1 4 4 の舌側 9 4 b から、概して唇側方向にオフセットされている。概して符号 1 4 8 で示される該オフセットは、ブラケット本体 1 2 内で舌側に移動されたスライド係合トラック 4 6 に沿って結紮スライド 1 4 が動くために設けられているもので、それにより溝カバー部分 1 4 6 がアーチワイヤ溝 1 6 をカバーしてアーチワイヤ 1 8 が邪魔されないようになっており、もしオフセット 1 4 8 がなければ溝カバー部分 1 4 6 がアーチワイヤ 1 8 を邪魔する可能性がある。さらに、溝カバー部分 1 4 6 の舌側 9 4 a とプラットフォーム面 7 4 、 7 6 との間のコーナー 1 4 9 は鋭角的ではなく、曲線又は丸められているため、コーナー 1 4 9 において結紮スライド 1 4 への応力集中が低減されている。例として挙げるとコーナー 1 4 9 の曲率半径は約 0 . 0 0 3 インチより大きくなることができる。

【 0 0 4 7 】

図示されたこの実施例では、閉ポジションにおいては、結紮スライド 1 4 はアーチワイヤ 1 8 に対向しており、アーチワイヤ 1 8 の概して唇側方向 (たとえば、図 6 に示したようにアーチワイヤ 1 8 の一方の側) の境界をなしている。追加的に、及び、ブラケット本体 1 2 内で結紮スライド 1 4 が舌側に移動する結果として、プラットフォーム面 7 4 、 7 6 もアーチワイヤ 1 8 に対向しており、たとえば、溝面 3 8 の一部 (たとえば、図 8 に示したように、アーチワイヤ 1 8 の第 2 の側) を形成することにより、該アーチワイヤ 1 8 の境界をなしている。この点において、プラットフォーム面 7 4 、 7 6 は、溝面 3 8 と面一に構成すること、又は、溝面 3 8 よりわずかに下にする (たとえば溝面 3 8 から咬合側に間隔をとる) ことができる。プラットフォーム面 7 4 、 7 6 を溝面 3 8 よりわずかに下に配置することにより、アーチワイヤ 1 8 とアーチワイヤ溝 1 6 との間の摩擦接触を低減

10

20

30

40

50

できる。

【0048】

歯列矯正ブラケット10のブラケット本体12内で結紮スライド14を舌側に異動させると、ブラケット10の唇側-舌側の幅が狭まる。この方向の幅が狭まると、ブラケットがより目立たなくなつて審美性が向上し、患者にとってブラケットの快適性が増し、接着不全の発生をさらに低減できる。

【0049】

その他の態様では、パッド32のボンディングベース33に追加的な特徴部を持たせることにより、歯列矯正ブラケット10の機能性及び使用性を高められる。この点において、従来のブラケットには歯への接着プロセスについていくつかの欠点がある。たとえば、ブラケットを歯に接着するために使用される過剰な接着剤が、ブラケットのボンディングベースの周囲を超えて漏れ出してしまうので、監視し清浄することが必要になることは珍しくない。接着プロセスにおいてブラケットが該当領域に接着剤を保持しておくことができず、やはり監視し清浄することが必要になっていいるブラケット設計もいくつかある。さらに、従来の多くのブラケットにおいて、ブラケットのボンディングベースは、ブラケットを歯から比較的容易に取外せるような設計になつてない。そのようなブラケットには、歯からブラケットを取外すための取外しツールに協調する便利な特徴部が含まれていない。さらに、ブラケットと歯との間の接着を容易にしてブラケットと歯との間の接着の信頼性を高めるような特徴部がまったく設けられていない設計もある。

【0050】

図6、図7、図10には、従来のブラケットが持つ上述及びその他の欠点に対応するための、歯列矯正ブラケット10のボンディングベース33が図示されている。一つの態様においては、ボンディングベース33は、ボンディングベース33の周囲152の少なくとも一部分に沿って舌側に延在するリップ150を有している。一つの実施例においてはリップ150はボンディングベース33のほぼ全周囲にわたつて延在している。図6、図7に示すように、リップ150は開いた井戸状部分又は空洞156の内側の側壁154を画定している。接着剤は、ブラケット10を歯に接着するときに、空洞156内に入るよう適応されている。側壁154が接着剤との境界をなしており、接着剤がボンディングベース33の周囲152を超えて漏れる可能性を回避又は低減する。このようにして、接着剤を洗浄するための時間、費用、及び面倒が解消又は低減される。

【0051】

リップ150の構成には、ボンディングベース33の周囲152内に接着剤を保持することに加えて、その他の長所もある。たとえば、図11に示されたようにボンディングベース33の外側側壁160と、パッド32の外側側壁162（たとえば、咬合側及び/又は歯肉側及び/又は近心側及び/又は遠心側）との間のコーナーを、歯列矯正ブラケット10を歯から取外しやすいように構成することができる。その際、コーナー158は丸みが付けられているか又は面取りがされており、ボンディングベース33の周囲152に沿つて歯とブラケット10との間に小さなギャップ164が設けられている。たとえば一つの実施例においては、曲率半径が約0.005インチ～約0.010インチの丸みが付けられている。平均的な技術を持つ当業者であれば、曲率半径は、それぞれの適用に応じて、上記の範囲より狭く又は広くなることが理解できるであろう。ギャップ164は接着取外しプロセスにおいて亀裂開始部としてだけでなく、166として図式的に表した、取外し工程で使用されるツールの梃子ポイントとなる。

【0052】

上述に加えて、ボンディングベース33にリップ150を設けることによりさらに、歯からブラケット10を取り外す力の強さを調整することができる。その際、リップの特定の幾何学形状が接着力に及ぼす影響は予想可能であるため、所望の取外し力を提供するためリップの幾何学形状を個別に構成することができる。特に、リップ150の高さ及び/又はリップ150の厚さ及び/又は内側側壁154の構成（たとえば、スムース、波状、溝付きなど）により取外し力が影響される。さらに、コーナー158の構成（たとえば、

10

20

30

40

50

曲率半径など)により、歯列矯正歯科医師が、ブラケット10を歯から取外すためにツールにかける力の大きさが影響を受ける。

【0053】

さらにボンディングベース33はブラケット10と歯との接着を高めるために追加的な特徴部を有することができる。その際、図10に示されたように、ボンディングベース33上には接着力を高めるための複数のペグ又はポストが設けられている。ポスト168により接着剤とブラケットとの間の接触面積が増え、それにより接着力が高まる。ポスト168をさらに構成することにより接着力を高めることができる。たとえば、ポスト168の外側の端を平たくしたり又は変形したりして複数のアンダーカット(図示されず)を設けることができる。すると該アンダーカットに接着剤が入り込み、本質的に、ボンディングベース33と接着剤との間に物理的なロックが作られる。

【0054】

一つの実施例においては、ポスト168はボンディングベース33と一体で形成することができる。たとえば、歯列矯正ブラケット10は先述のようにセラミック射出成型(CIM)工程を用いてセラミック材料から形成することができる。このようなポスト168を形成する一つの技術としては、CIM工程のグリーン又はブラウン状態の間にボンディングベース33をレーザー成形することが挙げられる。レーザー成形の例は特許文献4及び特許文献5にさらに詳しく記述されており、ここで言及することにより該開示内容全体が本書に組み込まれるものとする。ボンディングベース33をレーザー成形してポスト168を形成するのに加えて、平均的な技術を持つ当業者であればポスト168を形成する他の技術も理解するであろう。

【0055】

ポスト168に追加的又はポスト168に代わるその他の特徴を設けて、ブラケット10と歯との間の接着力を、適切な接着剤を用いて高めることができる。そのような特徴としては、ボンディングベース33内に突出部、リセス、アンダーカットなどを形成することが挙げられる。その他の技術としてはたとえば、ボンディングベース33に玉砂利状土台を設けることが挙げられる。玉砂利状土台(ball basing)では、概して球体の小粒子の単層を用いて、ボンディングベース上に効果的なアンダーカットを作成するものである。特許文献6にさらに詳しく開示されているように、1層の接着剤が、たとえば刷毛ぬりやスプレー技術によりボンディングベースに塗布される。その後、概して球体の小粒子(図12に仮想線により表示)がボンディングベース33上に散布されるか、又はブラケット10が粒子の山の中に入れられて、比較的密な粒子の単層が形成される。ブラケットは次に炉の中で加熱されて、該粒子がボンディングベース33に拡散接合される。特許文献6をここで言及することによりその開示内容全体が本書に組み込まれるものとする。

【0056】

図12に示されたように、スプリングピン78を収容するボア82はボンディングベース33に対して開いている。先述のように、組み立て中、スプリングピン78はボア82の開口部からボア82内に挿入される。スプリングピン78をボア82に挿入する前に、概して製造工程においてボンディングベース33の接着力を高める特徴部が形成される。したがって、接着剤及び、玉砂利状土台技術に用いられる粒子などの他の材料が、ボア82内に入らないようにするのが望ましい。そのため、ボンディングベース33は、ボア82の開口部付近に舌側に延在するリップ170を有することができる。たとえば、リップ170はボア82の周囲にそって配置することも、又は、ボア82から半径方向に比較的狭い間隔を置いて配置することもできる。リップ170により、接着剤及び/又は粒子がボア82に入り込んで、スプリングピン78のボア82内への挿入の際に問題となり得る可能性が回避又は少なくとも低減される。

【0057】

さらなる一つの態様においては、図13に示されたように、歯列矯正ブラケット10には一つの歯肉側結合ウィング172、及び、2つの咬合側結合ウィング182が設けられており、これらは、ブラケットが、隣接する他の歯列矯正デバイスに、リガチャー、

弾性バンド、又はその他技術的に既知の接続部材を用いて連結するのを容易にするものである。より従来的である2つの結合ウイング設計に比較して、一つの結合ウイング172の方が望ましいが、それは、口腔内において食物やその他の物質がたまる面積が少なくなるからである。その結果、接着の信頼性が向上する。結合ウイング172はブラケット本体12の近心-遠心方向の中央に配置することができる。その結果、ウイング172の近心側174及び遠心側176はスロープ状又は波型状に構成することができ、そのためゆるやかかつスムースに傾斜している。結合ウイング172のこののような形状により、歯列矯正ブラケット10の快適性は高まる。

【0058】

さらにこの点において、歯列矯正ブラケットの製造業者は、患者にとってよりすぐれた快適性を持つブラケット設計の改善を模索している。たとえば、従来の多くの歯列矯正ブラケットの唇側は不規則又は不連続である。このような不規則性は、たとえば口腔の軟組織がブラケットの唇側面に繰り返し挟まれるなど、状況によっては患者に不快感を与える可能性がある。このような欠点に対して歯列矯正ブラケット10では、歯列矯正ブラケット10の表面をスムースかつ連続的に構成することにより対処されている。このようにしてブラケットのエッジ又は隣接する面同士の間の移行は、それぞれが概して大きな曲率半径を持つ一つの又は複数のカーブにより特徴づけられる。

【0059】

たとえば、概して符号178で示されている唇側30、近心側26、遠心側28の間の移行部は、概してアーチ状になっており、約0.015～約0.025インチの曲率半径を有している。また、唇側30と咬合側22との間の移行部180も、上記範囲にある曲率半径を有することができる。さらに、結合ウイング172のエッジも、そこに比較的大きな曲率半径を用いることによりなだらかにすることができる。ブラケットにおいて隣接するサイドの間の移行がなだらかであることは歯列矯正ブラケット10の快適性の全体的な改善につながる。

【0060】

図14に示したように、さらなる特徴として、アーチワイヤ溝16のベース面34に対してある角度をなしながら結紮スライド14がスライド係合トラック46に沿って移動するよう歯列矯正ブラケット10を構成することが挙げられる。その際、係合トラック46は概して、ベース面34につながるベース平面34aに対して鋭角をなす移行平面46aに沿って延在している。このような角度が付けられた特徴部は臼歯の自己結紮ブラケットに関する特許文献7で開示されている。臼歯に取付ける場合、角度が付けられた特徴部は、結紮部材と周囲の歯肉側とが接触することを回避するのに役立つ。図14に図示されているように、スライド係合トラック46は歯列矯正ブラケット10内で角度が付けられているため、(一方が図示されている)咬合側結合ウイング182の壁厚 t_3 は、より従来的である平行係合の構成(仮想線184で表現)に比較して厚くなる。したがって、咬合側結合ウイング182の強度が増す。結合ウイングの厚みを増すためにスライド14に角度を付けることは、特に、高トルクブラケットにおいて適切となる可能性がある。また、高トルク使用例においては、スライド係合トラック46に角度が付けられているために、結合ウイング182の下のクリアランスも広がる。このようにしてさまざまな接続部材(リガチャ、Oリング、パワーチェインなど)をより確実にブラケット10に結合できる。

【0061】

図15には代替実施例の歯列矯正ブラケット210が図示されているが、図15に記載される符号は、図1～図14のそれぞれ同じ符号が示す特徴部を示している。歯列矯正ブラケット210は歯列矯正ブラケット10に類似しているため、差異についてのみ詳述する。まず、ブラケット210も、図示されたように、上顎の一つの歯に接着された構成であり、一つの基準座標系を用いて記述される。しかし、先述のように、平均的な技術を持つ当業者であれば、本発明がそのように限定されないことを理解するであろう。多くの適用例において、隣接する歯列矯正装置に連結するために、歯科用ブラケットにフックを設けることが望ましい。典型的には、該フックは独立した要素であって、ブラケット本体に

10

20

30

40

50

永久的に固定される。代替的に、該フックは、ブラケット本体に一時的又は取外可能に取付けられた補助的装置とすることもできる。これはたとえば、フックの軸を収容する(図示されず)ためにブラケット本体内に形成された補助溝(たとえば垂直溝)を使用することにより達成される。

【0062】

図15に示されているように、一つの実施例においては歯列矯正ブラケット210は、ブラケット本体12と一体で形成された、概して212で示されたフックを有することができる。さらに詳しくは、一つの実施例においては、フック212にステム214を設けることができ、該ステム214は、ウイング172から概して歯肉側方向に延在して拡大ヘッド216内で終了している。結合ウイングとフックとが組み合わされたこの特徴により、歯列矯正ブラケット210はこれら2つの機能を保持することができ、しかもより効率的であるため、別個のコンポーネント又はブラケット本体12全体にわたって形成された補助溝を設けるという必要性が生じない。しかしながら本発明はそのように限定されるものではなく、矯正歯科医師のそれぞれの適用法及び/又は希望によっては、フック212を結合ウイング172の位置以外のところ(図示されず)で、ブラケット本体12と一体で形成することもできる。たとえば、フック212は、結合ウイングを持たないブラケット本体(臼歯ブラケットなど)と一体で形成することができる。

【0063】

図16及び図17には、代替的な実施例による歯列矯正ブラケット220が図示されており、図16及び図17に示された符号は、図1~図14のそれぞれ同じ符号が表す特徴部に対応する。歯列矯正ブラケット220は歯列矯正ブラケット10に類似するものであり、相違点についてのみ以下に詳述する。ブラケット10及びブラケット210と同様、歯列矯正ブラケット220も、上顎の歯に取付けられた構成で、一つの基準座標系を用いて記述される。先述のように、ピン78のみを用いて、結紮スライド14がブラケット本体12に対して相対的に歯肉側に移動するのを制限又は停止するブラケットデザインは、結紮スライド14にかかる負荷の多くが主にピン78を通じてブラケット本体12に伝達されるため、初期故障を起こしやすい。ピン78と結紮スライド14との接触面積が小さいため、これらの負荷は、ピン78及び/又は結紮スライド14及び/又はブラケット本体12に、せん断、切欠、その他の損傷を与えるのに十分に高い可能性がある。結紮スライド14とブラケット本体12との接触面積を増やすことにより、かけられた負荷はより広い面積にわたって分散される。換言すると、かけられた負荷は、ピン78を介して本体12に直接的に分散されるのではなく、スライド14から直接本体12に分散される。歯列矯正ブラケット10について先述したように接触面積は、タブ104がカットアウト60に接触することにより増加する。その他の実施例においては、追加的又は代替的な特徴により結紮スライド14とブラケット本体12との接触面積を増やすことができる。

【0064】

たとえば、図16及び図17に例として図示した実施例によると、歯列矯正ブラケット220は、ブラケット本体12と一体で形成された介在壁222、224を有している。図17が一番わかりやすいが、介在壁222、224は支持面40の近心側26及び遠心側28で、ガイド42、44に隣接して位置しており、支持面40により支えられている。従って、介在壁222、224は概して、アーチワイヤ溝16の付近でスライド係合トラック46の近心側及び遠心側を一部閉ざしていることになる。特に、図示された実施例においては、近心側の介在壁222は、ガイド42の第1脚部42aから遠心方向へ、遠心側の介在壁224はガイド44の第1脚部44aから近心方向へ突き出している。このように、介在壁222、224は、スライド係合トラック46内に接触面又は停止面を形成している。該停止面は、先述の停止面と同様に、結紮スライド14の歯肉側方向の移動を制限し、結紮スライド14が閉ポジションにあるとき(図16)の結紮スライド14とブラケット本体12との接触面積を増やす。特に、介在壁222、224は、スライド係合トラック46の近心側26、遠心側28において接触面又は接触ショルダ部226、228を形成している。該ショルダ部226、228は、後述するように、結紮スライド1

10

20

30

40

50

4の一部に境を接している。さらに、これら接触面は単独で、又は、前述の又は後述の接触面のいずれかと一緒に機能して、スライド14にかかる負荷をプラケット本体12に分配する。

【0065】

さらに、アーチワイヤによりかけられる負荷の分配に関して、図17によると、介在壁222、224は支持面40からガイド42の第2脚部42b及びガイド44の第2脚部44bまでそれぞれ延在している。換言すると、介在壁222、224は、アーチワイヤによりガイド42、44にかけられた負荷を本体12に分配するガセットを形成している。具体的には、該ガセットにより各ガイド42、44の耳にかかるトルクが低減される。この構成により、各ガイド42、44の強度と剛性が改善される。介在壁222、224は、それぞれの第2脚部42b、44bの近心-遠心幅全体にわたって延在しているよう10に図示されているが、介在壁222、224は、ガイド42、44の近心-遠心幅全体にわたって延在する必要はなく、それでもスライド14と本体12との間で負荷が伝達される。たとえば、近心介在壁222は近心ガイド42の第1脚部42aから遠心側に突き出すことができ、その突き出す距離は、ガイド42の第2脚部42bの遠心側への突き出し全体よりも小さくすることができる。同様に、遠心介在壁224は、ガイド44の第2脚部44bの近心-遠心距離より小さい距離だけ、飛び出すことができる。

【0066】

図17に示したように、一つの実施例においては、介在壁222、224は、アーチワイヤ溝16に隣接するか又はアーチワイヤ溝16の一部、さらに詳しくは溝面38の一部を形成している。しかし、介在壁222、224は、アーチワイヤ溝16の咬合側に配置することもできる。その際は介在壁222、224は溝面38と同一表面になるよう構成するか、又は、溝面38から咬合側に間隔をおいて配置することができる。20

【0067】

その結果、図17に示したように、介在壁222、224により、プラケット10及び210に見られる特徴部を補完又は差し替えることができる。たとえば、隆起部54(図4などに図示)は設けないこともできる。しかし、平均的な技術を持つ当業者であれば、プラケット本体12は介在壁222、224及び隆起部54の両方を備えて構成できることが理解できるであろう。隆起部54を持たないこの実施例においては、スライド係合トラック46は、隆起部54により分断された2つの溝56、58ではなく、一つの溝230を持つことができる。その場合結紮スライド14は、後述するように、該一つの溝230を補完する特徴部を有することができる。30

【0068】

隆起部54を設けないと同様、やはり先述し図4にも示したカットアウト60を設けないこともできる。図4に示したように、カットアウト60はプラケット本体12において停止面を形成している。カットアウト60は、たとえば図5に示したように結紮スライド14上のタブ部材104と協働している。しかし、図17に示したように本体12が介在壁222、224を有する場合には、介在壁222、224により少なくとも部分的に停止面が提供されるため、本体12にカットアウト60が設けられないことがある。したがって、結紮スライド14は、以下に詳述するようにタブ104を含まないこともある。40

【0069】

図18によると、一つの実施例においては、ボア82は、本体を約0.010インチ延長(本図ではたとえば、仮想線又はプラケット10のパッド32' とプラケット220のパッド32との間の距離で示されている)することによりアーチワイヤ溝16から遠ざけられており、そのため、プラケット10の本体12の咬合側22'に比較して、咬合側22に先細のサイド230、232が生じる。特に、プラケット220のボア82はアーチワイヤ溝16から咬合側に遠ざかる。図1で対応しているプラケット10のボアは82' と表現されている。同様に、プラケット10の咬合側及びプラケット220の咬合側の相対的な位置はそれぞれ22'、22と、対比して表現されている。さらに、カットアウト60がないため、プラケット本体12は、カットアウト60に隔てられた咬合・近心側及50

び咬合・遠心側の結合ウイング 182 を備えるのではなく、一つの咬合側結合ウイング 234 を備える。該一つの咬合側結合ウイング 234 はプラケット本体 12 の幅のほぼ全体にわたって延在できる。この構成により、接続部材（図示されず）をその中に取付けることが容易になり、本体 12 の強度が増し、また、歯垢及び／又は食物が蓄積可能な場所も低減される。

【0070】

図 1 及び図 2 に示された結紮スライド 14 と同様、図 16、図 17、図 19 に図示された結紮スライド 14 には、結紮スライド 14 の歯肉側・咬合側の幅全体にわたって延在しない近心部分 62 及び遠心部分 64 がある。しかし、図 19 によると、近心部分 62 及び遠心部分 64 により、ショルダ部 236、238 が画定されており、これらショルダ部 236、238 は、スプリングピン 78 が保持長孔 80 の咬合側の端 112 の一番下に来る前に、プラケット本体 12 に係合するよう構成されている。具体的には、近心部分 62 のショルダ部 236 及び遠心部分 64 のショルダ部 238 は、ショルダ部 226、228 のように、結紮スライド 14 が閉ポジションに動かされたとき介在壁 222、224 の一部に境を接する。

【0071】

この目的のために、ショルダ部 236、238、又は、近心部分 62 及び遠心部分 64 の接触面は、それぞれが本体 12 の係合部、特に、ショルダ部 226、228 のように、壁 222、224 の部分に係合する遠心側係合部 240 及び近心側係合部 242 を有する。上述及び図 17 に示したように、結紮スライド 14 の係合部とプラケット本体 12 の係合部とが面で接触するため、本体 12 とスライド 14 との接触面積が増え、それにより、より多くの負荷がスライド 14 と本体 12 との間で直接的に分配される。

【0072】

さらに、近心部分 62 又は遠心部分 64 のいかなる部分も介在壁 222、224 を超えて延在したり、又は（図 16 に示したように）溝面 38 の一部を形成することはないため、近心部分 62、遠心部分 64 の両方または一方の部分は、上述及び図 2 及び図 5 に示したプラットフォーム面 74、76 と同様に、溝面 38 に隣接するか又は溝面 38 の一部を形成することができる。たとえば、介在壁 222、224 が、ガイド 42、44 の近心・遠心の幅の一部のみに沿って延在しているところに、プラットフォーム面の一部（図示されず）が存在することもできる。このような構成では、ショルダ部 236、238 及びプラットフォーム面 74、76（図 5 に図示）の両方を組合わせて有する結紮スライドとなる。

【0073】

図 19、図 19A に図示された結紮スライド 14 によると、該結紮スライド 14 は、先述のシングル溝 230 とスライド可能に協働する、十分に平面的な舌側 94b を有する。特に隆起部 54 が設けられていない場合、結紮スライド 14 はたとえば図 5 に図示された空洞 96 を持たない。換言すると、保持長孔 80 は空洞 96 内に形成されるのではなく、舌側 94a、94b 内に直接形成されると言える。

【0074】

さらに、図 18、図 19、図 19A によると、これらの図では先述のようにボア 82 が本体 12 の咬合側 22 に近づけられており、保持長孔 80 も同様に結紮スライド 14 の咬合側により近づけて形成することができる。保持長孔 80 は図 6 に示されたように溝カバー部分 146 内に形成するのではなく、保持長孔 80 全体を、プラケット係合部分 144 内に形成するのが好適である。一つの実施例においては、保持長孔 80 の歯肉側の端 116 は、コーナー 149 の咬合側に配置されている。したがって、概して舌側・唇側方向に向かって溝カバー部分 146 を横断する平面に沿って得られた近心・遠心断面が、保持長孔 80 と交差することはない。保持長孔 80 を溝カバー部分 146 から離して配置することにより、スライド 14 のこの部分の材料が増すため、耐荷重又は剛性を改善することができる。さらに、保持長孔 80 をプラケット係合部分 144 内に移動させることにはさらなる長所がある。その際たとえば図 20 によると、結紮スライド 14 が閉ポジションにあ

10

20

30

40

50

っても保持長孔 80 がアーチワイヤ溝 16 に露出されることはない。

【0075】

図 19 及び図 19A に例示された結紮スライド 14 についてさらに述べると、結紮スライド 14 の中央部分 66 に中央プラットフォーム面 244 が形成されている。たとえば、図 4 に図示した隆起部 54 及び図 5 に図示した空洞 96 が設けられていない場合、中央プラットフォーム面 244 は、歯肉方向に面しかつコーナー 149 と舌側 94b との間に形成される一つの表面を有することができる。図 20 によると、結紮スライド 14 が閉ポジションにある場合、中央プラットフォーム面 244 はアーチワイヤ溝 16 に隣接するか又はアーチワイヤ溝 16 の一部、さらに詳しくは溝面 38 の一部を形成することができる。

【0076】

さらなる実施例においては、図 1 ~ 図 14 に図示した特徴部を表すのと同じ符号が付けられた図 21、図 22 によると、歯列矯正ブラケット 250 は、互いに向き合う耳又はガイド 42、44 をつなげるブリッジ 252 を有するブラケット本体 12 を持つ。ブラケット 10、210、220 と同様、ブラケット 250 も、上顎の歯に接着された構成であり、一つの基準座標系を用いて記述される。図 22 から最もよくわかるように、一つの実施例においては、結紮スライド 14 を開ポジションと閉ポジションとの間で支持及びガイドするため、支持面 40、ガイド 42、44、ブリッジ 252 が全体として D 字型の係合トラック 254 を画定するように、互いに向き合うガイド 42、44 がブリッジ 252 によりつなげられている。一般的に、スライド係合トラック 46 の唇側において、本体 12 の互いに向き合う近心部分と遠心部分との間に延在部分があることにより、本体 12 の剛性及び/又は強度を改善することができる。さらに、ブリッジ 252 によりスライド 14 のブラケット係合部分 144 の少なくとも一部が取り囲まれるか又は包み込まれており、そのために結紮スライド 14 のサイド(たとえば唇側 108)の一部を頬粘膜から隔てることができる。

【0077】

ブラケット係合部分 144 の唇側 108 が頬粘膜面から隔てられているだけでなく、溝係合部分 146 も頬粘膜から隔てられている。たとえば図 23 によると、スライド 14 が閉ポジションにあるとき、溝係合部分 146 の唇側 108 は本体 12 の唇側 30 の舌側(たとえばパッド 32 により近く)に位置することができる。これら 2 つの側(30、108)の相対的な位置の差によりオーバーハング 256 が生じる。オーバーハング 256 によっても、結紮スライド 14 を開ポジションに向かわせる傾向のある、溝カバー部分 146 の唇側 108 と頬粘膜又は食物との接触を回避又は低減することができる

【0078】

たとえば、結紮スライド 14 が閉ポジションにあるとき(図 21 及び図 23)、歯を異動させるのに必要な通常の矯正負荷など、アーチワイヤ(図示されず)をアーチワイヤ溝 16 から引っ張る傾向のある負荷により、ブラケット係合部分 144 の一部が外側に押されてブリッジ 252 に押しつけられる。ブリッジ 252 はガイド 42、44 の間に延在しているため、ブリッジ 252 により負荷は結紮スライド 14 から本体 12 に直接分配される。

【0079】

図 22、図 23、図 24、図 24A によると、一つの実施例において、結紮スライド 14 はほぼ D 字型をした断面、又は、ブリッジ 252、ガイド 42、44、支持面 40 により画定された、係合トラック 254 にスライド可能に係合するよう構成されたその他の断面を有する。ブラケット係合部分 144 の舌側 94b はほぼ平面であり、支持面 40 とスライド可能に協働するよう構成されている。溝カバー部分 146 の舌側 94a は、コーナー 149 により舌側 94b からオフセットされている。コーナー 149 は、結紮スライド 14 の近心 - 遠心の幅にわたって延在しており、そのため、エッジ又は、中央プラットフォーム面 240 のようなプラットフォーム面 256 を形成している。しかし、プラットフォーム面 256 は結紮スライド 14 の近心 - 遠心の幅にわたって延在している。さらに、プラットフォーム面 256 は、アーチワイヤ溝 16 に隣接又はアーチワイヤ溝 16 の一部

10

20

30

40

50

、詳しくは溝面38の一部を形成することができる。

【0080】

プラケット220と共に説明した結紮スライド14のように、保持長孔80の歯肉側の端116は、完全にプラケット係合部分144内に形成することができる。たとえば、保持長孔80の歯肉側の端116は溝カバー部分146の咬合側に形成することができる。又は、さらなる実施例においては、図24Aに示した保持長孔80の歯肉側の端116はコーナー149の咬合側に形成することができる。その結果、概して舌側・唇側方向に向かって溝カバー部分146を横断する平面に沿って得られた近心・遠心断面が、保持長孔80と交差することはない。上述のように保持長孔80が完全にプラケット係合部分144内に形成されている場合、スライド14の強度は高まる。さらに、保持長孔80は、結紮スライド14が閉ポジションにあるとき(図23)にアーチワイヤ溝16に接することはない。したがって、アーチワイヤ溝16に入り込んでスライド14が開ポジションに移動する動きを阻害する可能性のある食物又はその他の残渣が保持長孔80内にとどまることはない。

【0081】

図1～図22に図示された歯列矯正プラケット全般に関して、しかし具体的には歯列矯正プラケット10に関して述べると、プラケット本体12は、たとえばアルミナ又は酸化アルミニウム(Al_2O_3)といった多結晶セラミック製である。また、プラケット本体12及び結紮スライド14が同じ多結晶セラミック製である実施例もある。多結晶セラミック製のプラケット本体12、及び、随意的に結紮スライド14は、アーチワイヤ18に係合することで発生したり、又は、歯列矯正治療中に通常発生する引張応力及び曲げ応力の負荷がかかった際、破壊に対してより高い抵抗性を持つ。例として挙げるのみで限定するものではないが、図1～図22に説明した歯列矯正プラケットは、本書で記述する多結晶セラミックで形成できる。本書では自己結紮プラケットを図示して記述しているが、本発明の実施例は自己結紮プラケットに限定されないことが望ましい。

【0082】

技術的に周知であるように、セラミック製プラケットはもろい傾向があり、歯列矯正治療中に破損することが非常に頻繁にある。もちろん、プラケット破損は問題である。たとえば、破損したプラケットでは歯を移動させる効果を持たない。さらに問題なのは、患者の口内でプラケットが破損すると、破損したプラケットの破片を飲み込んだり又は吸引したりすることである。例を用いて以下に詳述するように、発明者は、記述した粒径分布の多結晶セラミック、一部は平均粒径が $3.4\text{ }\mu\text{m}$ ～約 $6\text{ }\mu\text{m}$ の範囲にある多結晶セラミックが、予想外に高い破壊靭性を示すことを発見した。たとえば、平均粒径が $3.4\text{ }\mu\text{m}$ ～約 $6\text{ }\mu\text{m}$ の範囲にある多結晶セラミックの平均破壊靭性が少なくとも約 $3.85\text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ であり、さらなる実施例においては、平均粒径が約 $4\text{ }\mu\text{m}$ ～約 $4.3\text{ }\mu\text{m}$ の範囲にある多結晶セラミックの平均破壊靭性が約 $5.0\text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ を超える。対照的に、平均粒径が $4.3\text{ }\mu\text{m}$ である多結晶アルミナの破壊靭性は約 $3.28\text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ である。

【0083】

たとえば、図1によると、本書で記述した多結晶セラミック製の歯列矯正プラケット10は、破損したプラケットの破片を患者が飲み込んだり又は吸い込んだりする危険を好適に回避又は低減し、患者にとっては、プラケット交換をしたとしてもその回数はより少なくてすむ。全体的に、多結晶セラミック製の歯列矯正プラケット10により歯列矯正治療がより迅速に進む。さらに、歯列矯正プラケット10は半透明であるため、治療中に患者が感じる気まずさが低減される。

【0084】

一つの実施例において、歯列矯正プラケット10は、セラミックパウダーと結合剤との混合物を射出成型してプラケット本体が作られる。該結合剤は、射出成型した本体をたとえば200～700に加熱することにより、射出成型した本体から除去できる。結合剤が除去された後、射出成型した本体は予備焼結し、次に焼結することができる。例とし

て挙げると、前記セラミックパウダーはアルミナパウダーとすることができます。高純度のアルミナパウダー（約 99.95 wt % のアルミナ）は 900 ~ 1200 で予備焼結し、次に 1400 ~ 1800 で焼結できる。その他の実施例においては、予備焼結した射出本体は熱間等方加圧（HIP）することができる。たとえば、予備焼結したアルミナの射出本体は、約 68 ~ 約 207 MPa の圧力をかけて約 1300 ~ 約 1600 で熱間等方加圧（HIP）することができる。

【0085】

さらなる実施例においては、焼結又は HIP に続いて、プラケット本体 12 が焼戻し、つまりある温度まで加熱され、粒径分布をさらに変化させるのに十分な時間だけ保持される。粒径分布の変化はアルミナの場合は約 1300 以上で起こる。しかし、1300 より低い又は高い温度でも、プラケット本体をある特定の温度に保持する時間によっては粒径変化させることができる。例として挙げると、プラケット本体を約 1300 で約 1 時間保持することができる。さらに、プラケット本体 12 は、たとえば水素（H₂）、窒素（N₂）、酸素（O₂）、アルゴン（Ar）などのさまざま雰囲気中で加熱することができる。

【0086】

セラミック材料の性能を評価するために、該材料の曲げ強度を、3 点曲げ試験で測定することができる。3 点曲げ試験のサンプルは一般的に直方体の棒の形状をしている。3 点曲げ試験においては、該材料の棒が、その棒の長さの一方の側の 2 点において支持される。各支持点は、棒の一方の端部に近い。向かい合う 2 点の間の距離は支持スパンと呼ばれる。両支持点がある側の反対の側かつ両支持点の間の中央において、棒に負荷がかけられる。負荷は、棒が破損するまで徐々に高められる。この配置（つまり、一方の側に 2 つの支持点があり、その反対側の、両支持点の間に負荷がかけられる）では、棒の一つの表面に引張応力がかけられる。曲げ強度は、よく知られた等式である数 1 に基づいて、棒の寸法及び破損時の負荷から計算される。数 1 において σ は曲げ強度、P は破損時の負荷、S は支持スパン、w は棒の幅、t は棒の厚みを示す。

【0087】

【数 1】

$$\sigma = \frac{3PS}{2wt^2}$$

【0088】

発明者は、材料サンプルの曲げ強度には多くの変数が影響することに注目した。たとえば、テスト用サンプルの製造法、準備方法、取扱方法、又はこれらの組み合わせにより曲げ強度が大いに影響を受ける可能性があるが、それは、それぞれがサンプル表面に傷を生じさせることがあるからである。表面の傷（特に、微小割れ、孔、表面損傷、異常な粒、その他局所的な微構造異質性、異物抱合など）により、応力が集中又は増大することが知られている。応力の増大はそれぞれの傷の先端で起こる。そのため、それぞれの傷の先端における局所的な引張応力は、かけられた引張荷重より大きい。一つの傷の先端に集中した応力が、材料の理論強度より高い場合、その傷から開始するクラックが急速に材料内に広がる。したがって曲げ強度測定は本来的にサンプルの表面状態により影響を受ける。たとえば、発明者は、ダイヤモンドインデンターで人工的につけた異なるサイズのクラックを持つ平均粒径 4.5 μm の多結晶アルミナの曲げ強度を測定した。図 25 は、クラックサイズの増大に対する多結晶アルミナの曲げ強度の敏感性を示したものである。

【0089】

さらに、曲げ強度データは、特に、たとえば、サンプルの構成、試験回数、サンプルにおける応力状態と比較した実際のプラケットの応力状態などその他の多くの因子によっても影響をうける。つまり、臨床環境におけるセラミック歯列矯正プラケットの性能は、曲

10

20

30

40

50

げ強度データから必ずしも正確に予想されるわけではない。

【0090】

曲げ強度測定においては上述のような、誤りを避けられない性質があるが、これをふまえて、本書で記述した多結晶セラミックの破壊靭性も決定した。破壊靭性とは、表面の傷（切欠を付けたサンプルにおける切欠など）を持つ材料が引張応力にどう反応するか、及び、特に、該表面傷から始まったクラック伝播に該材料全体がどの程度抵抗性を持つかを示す材料特性である。したがって、先述した曲げ強度測定とは異なり、破壊靭性測定は、表面不完全性がある際に、材料全体が応力に対してどのように反応するかを測定するものである。破損に影響する既知の因子を考慮して、破壊靭性測定により、臨床環境におけるセラミック歯列矯正ブラケットの性能がより正確に示される。

10

【0091】

破壊靭性は少なくとも2つの方法で決定される。曲げ強度測定に用いられた3点曲げ試験を用いて、破壊靭性は、管理されたサイズ又は既知のサイズの傷又はクラックを有する材料の棒を折ることにより得られた、破損時の負荷から計算できる。破壊靭性は数2の等式により破損時の負荷から計算できる。数2の等式において K_{IC} は、クラックに垂直にかけられた引張応力を受けたサンプルの破壊靭性、Pは破損時の負荷、Sは支持スパン、wは棒の幅、tは棒の厚みを示す。さらに、数3の等式においては、aは3つのクラック長さの測定値 a_1 、 a_2 、 a_3 の平均又は既知の傷の深さを示す。

【0092】

【数2】

20

$$K_{IC} = \left(\frac{PS}{wt^{\frac{3}{2}}} \right) \left\{ \frac{3}{2} \left(\frac{a}{t} \right)^{\frac{1}{2}} \bullet Y \left(\frac{a}{t} \right) \right\}$$

【0093】

【数3】

$$Y \left(\frac{a}{t} \right) = 1.964 - 2.837 \left(\frac{a}{t} \right) + 13.711 \left(\frac{a}{t} \right)^2 - 23.250 \left(\frac{a}{t} \right)^3 + 24.129 \left(\frac{a}{t} \right)^4$$

30

$$a = \frac{a_1 + a_2 + a_3}{3}$$

【0094】

もう一つの方法によると、破壊靭性はヴィッカース硬度測定から測定できる。この場合、破壊靭性は数4の等式から計算できる。 K_c は破壊靭性、Pは押圧荷重、Eは係数、HVはヴィッカース硬度測定値、cはヴィッカース硬度インデンターにより付けられた平均クラック長さの半分である。

40

【0095】

【数4】

$$K_c = 0.018 \left(\frac{E}{HV} \right)^{\frac{1}{2}} \left(\frac{P}{c^{\frac{3}{2}}} \right)$$

50

【0096】

一つの実施例においては、多結晶セラミックは、一部は、平均粒径 $3 \sim 4 \mu\text{m}$ ~ 約 $6 \mu\text{m}$ であると記述される粒径分布を持つ。平均粒径は、直線切断法により求めることができる。この方法によると、研磨された材料断面の顕微写真上に既知の長さを持つ直線が引かれる。引かれた直線と各粒の粒界との間の交差点を計数する。粒の平均長さは、直線の長さを、計数された交差点数で除算して求める。平均粒径は、 $D = 1.56 (L)$ により計算され、該等式において L は粒の平均長さである。

【0097】

理論に縛られることを意図するものではないが、クラック伝播に対する多結晶セラミックの抵抗、つまり多結晶セラミックの破壊靭性はその微構造に影響を受ける可能性があり、クラック伝播に対する多結晶微構造の効果を完全に予測することはできない。サファイア、又は、ガラスなどの等方性材料といった単結晶セラミック体とは異なり、多結晶セラミックの破壊靭性は、たとえば粒径、粒径分布、密度といった因子、及び、一部は単結晶やガラスの場合にはないその他の因子など、多くの因子に依存する可能性がある。

【0098】

特に、粒界の存在によりクラック伝播の方向及び / 又はクラック伝播のモードが影響される可能性がある。方向の変化及び / 又はモードの変化は、クラック伝播が直線経路をとる場合に比較してより多くのエネルギーを消費する可能性がある。多結晶セラミック内のクラック伝播のモードは、粒間伝播又は粒内伝播又はその両方である。粒間クラック伝播は、粒界 (つまり粒の間) を進むが、粒内クラック伝播は粒内を進む。そのため、伝播するクラックが粒界又は粒に出会うと、そのクラックは方向を変えさせられたり、伝播モードを変えさせられ (つまり粒内から粒間へ、又はその逆へ) たり、又は、伝播方向及び伝播モードの両方を変えさせられる。クラック伝播方向及び / 又はモードを変えさせることにより、クラック経路の長さが延び、それによりより多くのエネルギーが消費され、それにより破壊靭性が増大する可能性がある。

【0099】

本発明の一つの実施例では、平均粒径が $3 \sim 4 \mu\text{m}$ ~ 約 $6 \mu\text{m}$ の範囲にあると記述される多結晶セラミックでは、従来技術の多結晶セラミックに比較してクラック経路がより長くなる可能性がある。したがって、本書で記述するように、多結晶セラミック内をクラック伝播させるためにより多くの応力が必要になるため、該多結晶セラミックで作られた歯列矯正ブラケットには、破壊に対する予想外の抵抗性を示すという特徴がある。

【0100】

さらなる実施例においては、平均粒径に大きな粒と小さな粒を組み合わせることにより、多結晶セラミック内のクラック経路をさらに延ばして、該多結晶セラミックの破壊靭性をさらに改善することができる。例として挙げると、粒径分布が平均粒径 $3 \sim 4 \mu\text{m}$ ~ 約 $6 \mu\text{m}$ の範囲にあると記述される多結晶セラミックが、さらに、 $6 \mu\text{m}$ より大きな粒及び $3 \sim 4 \mu\text{m}$ より小さな粒を含むことができる。

【0101】

一つの実施例においては、対数正規分布ではない粒径分布により、多結晶セラミックの破壊靭性の改善が得られる。定義によれば、対数正規分布とは、確率変数の対数が平均値の周囲に正規分布していることにより特徴づけられる。たとえば、一つの実施例によると粒径分布は多項分布である。特に、粒径分布は二項分布とすることができます。

【0102】

一つの実施例においては、粒径約 $1 \mu\text{m}$ ~ 約 $5 \mu\text{m}$ の間に二項分布の第1ピーク又は第1項が、粒径約 $5 \mu\text{m}$ 以上のところに第2ピーク又は第2項がある。たとえば、該第2ピークは約 $5 \sim 5.5 \mu\text{m}$ ~ 約 $7 \mu\text{m}$ にあることができる。しかし、第2ピーク又はさらなる複数のピークが、粒径 $7 \mu\text{m}$ 以上において起こることが望ましい。また、粒径の二項分布が二重微構造を表すものでないことが望ましい。一つの実施例では、平均粒径が $3 \sim 4 \mu\text{m}$ ~ 約 $6 \mu\text{m}$ の範囲にあり、少なくとも粒径の二項分布がある多結晶セラミックの平均破壊靭性は、約 $4.0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 以上である。

10

20

30

40

50

【0103】

さらに、発明者は、サイズが約3μmより小さい粒と約3μmより大きな粒との間の特定の比率により特徴づけられる粒径分布が、クラック伝播に対する抵抗性をさらに高める可能性があることを認めた。例として、多結晶セラミックの粒総数の最高50%が約3μmより小さな粒サイズを持つという粒径分布が挙げられる。さらなる例として、多結晶セラミックの粒径分布が、3μmより小さい粒の数が粒総数の少なくとも10%であることが可能であるため、一つの実施例では、粒径が3μmより小さい粒の数が、たとえば、粒総数の約10%～約50%の間にある。さらなる例として、最高で粒総数の約90%の粒径が約10μmより小さいという粒径分布を特徴とする多結晶セラミックが挙げられる。さらなる例として、粒径約10μmの粒の総数が少なくとも70%を占めるものが挙げられる。したがって、一つの実施例においては、粒径が約10μmより小さい粒の総数が、粒の約70%～約90%を占める。

【0104】

一つの実施例によると体積分率の点では、多結晶セラミックは、10μmより大きなサイズの粒が、総体積の最高50%を占めるという粒径分布により特徴づけられる。例として一つの実施例においては、10μmより大きな粒が総体積の少なくとも10%を占めており、さらなる実施例においては、10μmより大きな粒が総体積の約10%～50%を占めている。約10μmより大きな粒の体積分率は、特定のサイズ範囲の粒の体積を求める、その体積を、その粒径範囲にある粒の総数で乗じ、それからすべての粒の総体積で除して得られる。

【0105】

10μmより大きな粒が占める体積分率に関して、発明者は先述の体積分率の比率から、多結晶セラミック製歯列矯正プラケットの複数の実施例におけるクラック伝播は、混合モードであろうと考える。つまり、クラックが、多結晶セラミック内を伝播する際、クラック伝播は、遭遇する粒のサイズに応じて多結晶セラミック内を進んでいくため、多結晶セラミックにより一度又は何度もクラックの伝播モードが変化させられる。たとえば、10μmより小さい粒があれば、粒間クラック伝播が助長される。しかし、10μm以上の粒があると、クラックは粒内伝播に変化させられる。したがって、記述したように粒径の混合によりクラックのモードが変化し、そのため、伝播経路がさらに延びる。したがって、記述した粒の体積分率により、多結晶セラミックの破壊靭性が増大する。

【0106】

先述のように、歯列矯正プラケット10は審美的に好ましく、その点において半透明である。技術的に周知であるように、アルミナのような多結晶セラミックの半透明性はその微構造により影響される。たとえば、粒径分布、孔の数及び位置、出発パウダーの純度などが歯列矯正プラケット10の半透明性及び伝達された光の色に影響する可能性がある。一般的に、多結晶セラミックの密度、粒径、及び純度が高まると、半透明性も高まる。したがって、100%の密度、高純度、大きな平均粒径を持つ多結晶セラミック製の歯列矯正プラケットであればより多くの光が透過するため、歯列矯正プラケット10はその下の歯の色によく溶け合う。半透明性は、多結晶セラミック内を伝達される特定の波長の光の量を測定することにより量化できる。本発明の一つの実施例においては、平均粒径が約3.5μm以上である多結晶アルミナの歯列矯正プラケット10の透過率は45%～85%である。

【実施例】

【0107】

本発明の実施例をより完全に理解するのを助けるために、以下に非限定的な実施例を説明する。

【0108】

東京の東ソー株式会社から、約25.4mm×約38.1mm×約1mmの寸法の多結晶アルミナ試料の異なる2つのバッチ（バッチ#1、バッチ#2）を購入した。バッチ#1試料を所望の寸法に切断することにより、バッチ#1試料からプラケット本体の厚みと

10

20

30

40

50

幅に近似する薄板の形で 24 個のサンプルを準備した。同様に、バッチ # 2 試料を所望の寸法に切断することにより、バッチ # 2 試料から 8 個のサンプルを準備した。バッチ # 1 及びバッチ # 2 から切断された各サンプルの厚さは約 $1.00 \pm 0.1 \text{ mm}$ 、幅は約 $3.00 \pm 0.01 \text{ mm}$ 、長さは約 $12.00 \pm 0.01 \text{ mm}$ であった。

【0109】

バッチ # 1 のサンプルは 3 つのグループに分け、バッチ # 1 A、バッチ # 1 B、バッチ # 1 C とした。バッチ # 1 A 及びバッチ # 2 のサンプルにはさらなる熱処理は行わなかった。バッチ # 1 A のサンプルの顕微写真例が図 26 A に、バッチ # 2 のサンプルの顕微写真例が図 26 B に図示されている。

【0110】

バッチ # 1 B のサンプルはアルゴン内で約 1400°C までさらに熱処理を行い、粒径分布を変化させるためにその温度で約 1 時間保持した。バッチ # 1 B のサンプルの顕微写真例が図 26 C に図示されている。

【0111】

バッチ # 1 C のサンプルはアルゴン内で約 1800°C までさらに熱処理を行い、粒径分布を変化させるためにその温度で約 1 時間保持した。バッチ # 1 C のサンプルの顕微写真例が図 26 D に図示されている。

【0112】

各グループの 4 つのサンプルを曲げ強度試験のために研磨し、残りの 4 つのサンプルには破壊靭性試験用に機械加工で幅にわたって切欠を入れた。該切欠は、図 1 に図示した歯列矯正ブラケット 10 内のアーチワイヤ溝 16 のように、歯列矯正ブラケット内のアーチワイヤ溝の幾何学形状を模すよう設計されている。各切欠の寸法は、幅約 0.57 mm 、深さ約 $0.050 \text{ mm} \sim 0.100 \text{ mm}$ であった。機械加工により溝の底の向き合うエッジには 0.08 mm の半径を設けた。切欠は、 $240 / 320$ メッシュのダイヤモンドホイールを用いてサンプルに機械加工を施すことにより施した。

【0113】

先述のように、各グループの、切欠を入れたサンプル及び研磨したサンプルを折るために、3 点曲げ試験を行った。支持スパンの測定値は約 9 mm であった。1 分間あたり約 1 mm の割合で、サンプルが破損するまで各サンプルに負荷をかけた。破損時の負荷を用いて、切欠あり、切欠なし、又は研磨済みサンプルの曲げ強度を計算し、破壊靭性は、切欠つきサンプルの破損時の負荷から計算した。破壊靭性を計算するために、切欠深さの測定値（測定値は約 $0.050 \text{ mm} \sim 0.100 \text{ mm}$ ）をクラック長さと考えて a とし、また、破損時の 3 点曲げ負荷又は P を用いて、前記の等式にしたがって K_{Ic} を計算した。表 1 には各グループの計算された平均値が示されている。

【0114】

【表 1】

グループ	平均曲げ強度 (切欠なし) (MPa)	平均曲げ強度 (切欠あり) (MPa)	平均破壊靭性 K_{Ic} (MPa \cdot m) $^{1/2}$)	平均粒径 (μm)
バッチ # 1 A	614.8 ± 88.0	220.2 ± 44.4	2.93 ± 0.59	3.4 ± 0.3
バッチ # 2	563.0 ± 106.2	291.3 ± 32.3	3.85 ± 0.43	4.1 ± 0.5
バッチ # 1 B	627.9 ± 64.7	325.5 ± 39.5	4.3 ± 0.54	4.5 ± 0.4
バッチ # 1 C	384.0 ± 66.7	248.3 ± 39.5	3.28 ± 0.42	43.0 ± 11.0

【0115】

先述のように、表 1 には各サンプルグループの平均粒径も記載されている。粒径を計算するために、技術的に周知である標準的な研磨及び腐食技術を用いてサンプルを準備した

10

20

30

40

50

。各サンプルの代表的な顕微写真を倍率約110倍～約440倍で撮影し、各顕微写真上に6インチの直線を10本引き、各直線と粒界との交点を計数した。各直線の長さを粒界交点数で除算して、倍率を考慮して直線ごとの粒の長さの平均値を求めた。上述の直線切断法により、粒の平均長さに1.56を乗じて各直線の粒径を計算した。各直線の粒径の平均値を計算して、表1に示したグループごとの平均粒径を求めた。表1に示した標準偏差は、1標準偏差を表す。

【0116】

平均粒径が低下するにつれて平均破壊靱性及び平均曲げ強度の両方が増大すると考えられたが、表1によると、平均粒径約3.4μm以下において破壊靱性の大幅な低下がみられた。最大の破壊靱性が見られたのは約4.5μmで、それより大きくなると低下し始めた。換言すると、平均破壊靱性のピークは、3.4μm～6μmの範囲のどこか、特に、約3.5μm～約5.0μmの範囲にあると考えられる。たとえば、バッチ#1Bのサンプル(平均粒径4.5μm)の平均破壊靱性は4.0MPa・m^{1/2}を超えており一方で、バッチ#1A(平均粒径3.4μm)の平均破壊靱性はおよそ2.9MPa・m^{1/2}、バッチ#1C(平均粒径43.0μm)の平均破壊靱性はおよそ3.3MPa・m^{1/2}である。つまり、バッチ#1Bのサンプルは、バッチ#1Cのサンプルよりほぼ30%以上高い平均破壊靱性を示した。

【0117】

バッチ#1A(平均粒径3.4μm)、バッチ#1B(平均粒径4.5μm)のそれぞれからとった一つのサンプルの透過率を、ASTM規格E 1348-02による拡散可視光線で測定した。透過率は、10°のD56拡散光で、B Y K - G a r d n e r 社のT C S P l u s、モデル8870を用いて測定した。サンプルは直径20mmの円板であった。これらの円板は、円板の両面を研磨して厚さ1mmにし、次に、円板の研磨した面を600番紙やすりで磨き、次に3ミクロンのダイヤモンドペースト、さらに1ミクロンのダイヤモンドペーストを用いて、200倍に拡大しても磨いた面にスクラッチが認められなくなるまで磨いた。バッチ#1A(平均粒径3.4μm)のサンプルの透過率は45%であり、バッチ#1C(平均粒径43.0μm)のサンプルの透過率は50%を超えていた。参考までに挙げると、単結晶アルミナの拡散可視光の透過率は85%であった。

【0118】

また、東京の東ソー株式会社から、2つの異なるモールド(モールドA、モールドC)で製造された多結晶アルミナのプラケット本体を購入した。これら2つのモールドで製造されたプラケット本体は自己結紮プラケットのデザインであった。

【0119】

モールドA、モールドCのそれから製造された5つのプラケットの硬度と平均粒径を納品時の状態で測定した値を表2に示した。「納品時の状態」のプラケットは、表2においてモールドA(*)、モールドC(*)と記載した。納品時の状態のモールドC(*)の微構造の代表的な顕微写真を図27Aに示す。モールドCの残りのプラケットを3つのグループに分け、以下に説明するように、それぞれのグループにはさらに熱処理をほどこして微構造を変化させた。

【0120】

モールドCの5つのプラケットには、アルゴン(Ar)内において温度約1300で約1時間熱処理を行った。このプラケットのグループは、表2ではモールドC(Ar)と記載されている。モールドC(Ar)の代表的な顕微写真を図27Bに示した。

【0121】

5つのプラケットを水素(H₂)内において温度約1300で約1時間熱処理を行った。このプラケットのグループは、表2においてモールドC(H₂)と記載されている。モールドC(H₂)の代表的な顕微写真を図27Cに示した。

【0122】

5つのプラケットを酸素(O₂)内において温度約1300で約1時間熱処理を行った。このプラケットのグループは、表2においてモールドC(O₂)と記載されている。

10

20

30

40

50

モールドC(O₂)の代表的な顕微写真を図27Dに示した。

【0123】

各グループの各プラケットの硬度及び平均粒径を、先述の手順により測定した。平均破壊靱性は、先述の等式により、ヴィックカース硬度測定に基づいて計算した。

【0124】

表2には、モールドA、モールドCのすべてのプラケットの平均ヴィックカース硬度、平均破壊靱性が、先述の熱処理ごとに記載されている。各平均破壊靱性及び各平均粒径に記載された偏差は、1標準偏差を示す。

【0125】

【表2】

10

グループ	硬度 (HV)	平均破壊靱性 K_{IC} (MPa · m ^{1/2})	平均粒径 (μm)
モールドC (*)	1714±92	4.01±0.56	3.5±0.4
モールドC (Ar)	1721±124	4.81±0.69	3.6±0.3
モールドC (O ₂)	1660±30	5.57±0.16	4.0±0.5
モールドC (H ₂)	1734±56	5.35±0.91	4.8±0.5
モールドA (*)	1644±54	4.3±1.0	5.0±0.7

20

【0126】

表2に示したように、プラケットの平均破壊靱性は表1の多結晶アルミナのサンプルと同様の傾向が見られ、平均粒径が約4.0 μm～約4.3 μmにおいて最高の硬度と破壊靱性が示された。例として挙げると、硬度を用いて計算した平均破壊靱性は、平均粒径約4.0 μm(モールドC(O₂))において平均ほぼ5.6 MPa · m^{1/2}に達した。

【0127】

さらに、図27A～図27Dによると、多結晶セラミックの微構造は、非常に小さな粒と大きな粒との混合である。図27A～図27Dの微構造それぞれの粒径の分布を、Olympus America Inc.社(ペンシルベニア州センター・ヴァレー)のanalySISソフトウェアを用いて、粒径モジュールを使って測定した。図27A～図27Dの微構造をanalySISソフトウェアで測定した粒径分布を、それぞれ、図28A～図28Dに示した。

30

【0128】

図28A～図28Dに示したように、これら粒径分布には、3.4 μmより小さな粒及び6 μmより大きな粒が含まれている。たとえば、図28Aは、平均粒径約3.5 μmで、粒の大きさが約3.5 μmより小さい粒が粒総数の約31%を占める粒径分布を示しており、図28Bは、平均粒径約3.6 μmで、粒の大きさが約3 μmより小さい粒が粒総数の約39%を占める粒径分布を示している。

40

【0129】

特に図28Bについて述べると、二頂の粒径分布をより明確にするために2本の曲線が引かれている。一つの頂は約3.4 μmのところにあり、もう一方つまり第2の頂は約6.0 μmのところにある。

【0130】

図29及び図30は、図27B及び図27Cに示された粒径分布による計算に基づく、粒の体積分率をそれぞれ示している。図29を例にとると、粒の総体積の約37%が、10 μmより大きな粒に占められている。図30を例にとると、10 μmより大きな粒が、総体積の約50%を占めている。

【0131】

本発明は、さまざまな望ましい実施例を記述することにより説明し、また、これらの実

50

施例を詳細に説明したが、付属の請求項をそのような詳細に限定することも、又は付属の請求項の範囲にいかなる制限を設けることも、発明者の意図するところではない。そのため当業者であれば、追加的な長所及び修正点を容易に思いつくであろう。本発明のさまざまな特徴部は、ユーザーの必要性及び優先事項に応じて単独で又はいかなる組合せでも用いることができる。

【符号の説明】

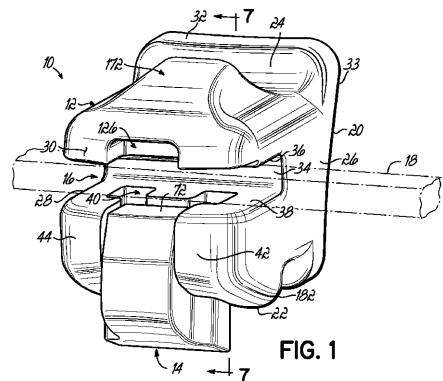
【0132】

1 0	歯列矯正ブラケット	
1 2	ブラケット本体	
1 4	結紮スライド	10
1 6	アーチワイヤ溝	
1 8	アーチワイヤ	
2 0	舌側	
2 2	咬合側	
2 4	歯肉側	
2 6	近心側	
2 8	遠心側	
3 0	唇側	
3 2	パッド	
3 3	ポンディングベース	20
3 4	ベース面	
3 4 a	ベース平面	
3 6	溝面	
3 8	溝面	
4 0	支持面	
4 2	ガイド	
4 4	ガイド	
4 2 a	第1の脚部	
4 4 a	第1の脚部	
4 2 b	第2の脚部	30
4 4 b	第2の脚部	
4 6	スライド係合トラック	
4 6 a	移行平面	
4 8	近心部分	
5 0	遠心部分	
5 2	中心部分	
5 4	隆起部	
5 6	溝	
5 8	溝	
6 0	カットアウト	40
6 2	近心部分	
6 4	遠心部分	
6 6	中心部分	
6 8	溝	
6 9	中心軸	
7 0	溝	
7 2	歯肉側	
7 4	プラットフォーム面	
7 6	プラットフォーム面	
7 8	スプリングピン	50

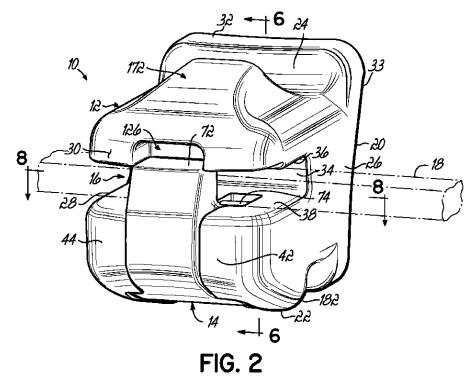
8 0	保持長孔	
8 2	ボア	
8 4	スリット	
8 6	第1ボア部分	
8 8	第2ボア部分	
9 0	ポール	
9 2	移行部分	
9 4	舌側	
9 4 a	舌側	10
9 4 b	舌側	
9 6	空洞	
9 8	ベース面	
1 0 0	歯肉側の端	
1 0 2	咬合側の端	
1 0 4	タブ部材	
1 0 6	接触面	
1 0 8	唇側	
1 1 0	拡大部分	
1 1 2	咬合側の端	
1 1 4	直線セグメント部分	20
1 1 6	歯肉側の端	
1 1 8	凸部	
1 2 0	カットアウト	
1 2 2	レッジ	
1 2 4	歯肉側壁	
1 2 6	ツール収容部	
1 2 8	歯肉側壁	
1 3 0	近心側壁	
1 3 2	遠心側壁	
1 3 4	唇側壁	30
1 3 6	第1の係合部分	
1 3 8	第2の係合部分	
1 4 0	第1の係合部分	
1 4 2	第2の係合部分	
1 4 3	唇側エッジ	
1 4 4	プラケット係合部分	
1 4 6	溝カバー部分	
1 4 8	オフセット	
1 4 9	コーナー	
1 5 0	リップ	40
1 5 2	周辺	
1 5 4	内側の側壁	
1 5 6	空洞	
1 5 8	コーナー	
1 6 0	外側の側壁	
1 6 2	外側の側壁	
1 6 4	ギャップ	
1 6 6	ツール	
1 6 8	ポスト	
1 7 0	リップ	50

1 7 2	歯肉側結合ウィング	
1 7 4	近心側	
1 7 6	遠心側	
1 7 8	移行部	
1 8 0	移行部	
1 8 2	咬合側結合ウィング	
1 8 4	仮想線で示された従来の平行係合構成	
2 1 0	歯列矯正ブラケット	
2 1 2	フック	
2 1 4	ステム	10
2 1 6	拡大ヘッド	
2 1 8	(欠番)	
2 2 0	歯列矯正ブラケット	
2 2 2	介在壁	
2 2 4	介在壁	
2 2 6	ショルダ部	
2 2 8	ショルダ部	
2 3 0	一本の溝	
2 3 0	先細のサイド	
2 3 2	先細のサイド	20
2 3 4	一つの咬合側結合ウィング	
2 3 6	ショルダ部	
2 3 8	ショルダ部	
2 4 0	遠心側係合部	
2 4 2	近心側係合部	
2 4 4	中央プラットフォーム面	
2 4 6	(欠番)	
2 4 8	(欠番)	
2 5 0	歯列矯正ブラケット	
2 5 2	ブリッジ	30
2 5 4	係合トラック	
2 5 6	プラットフォーム面	

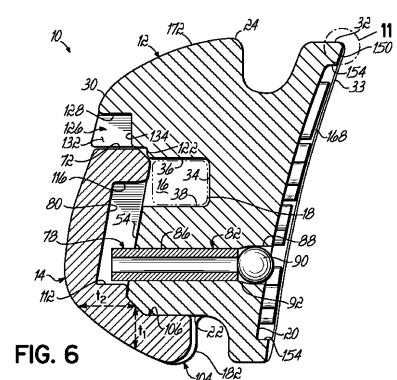
【 図 1 】



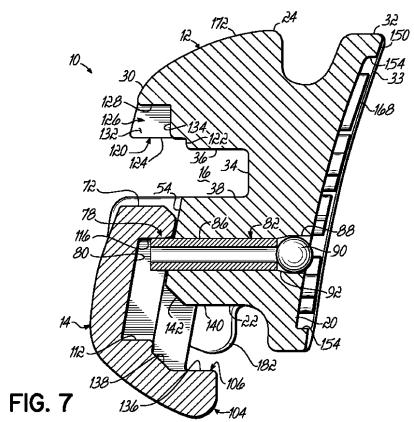
【 図 2 】



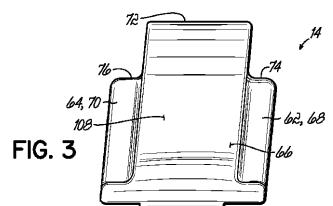
【 四 6 】



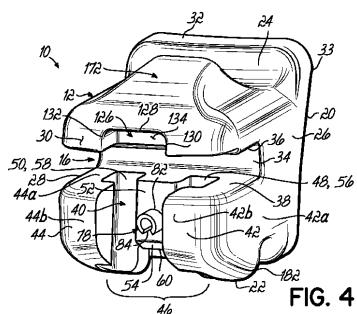
【図7】



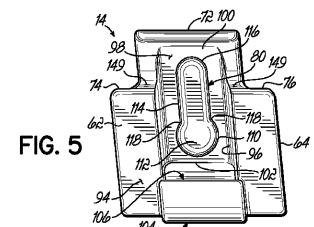
【図3】



(4)



【図5】



【 义 8 】

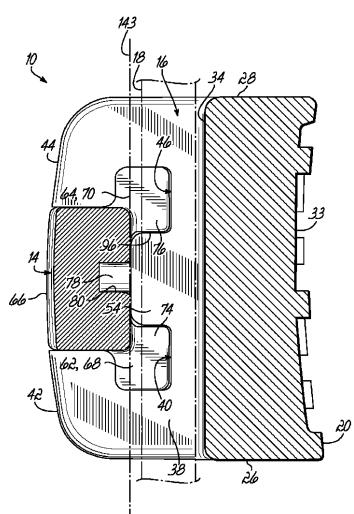


FIG. 7

【図 9】

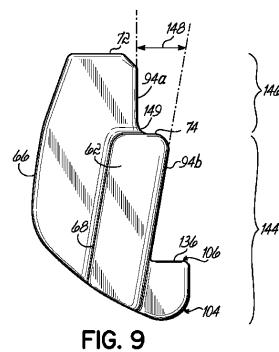


FIG. 9

【図 10】

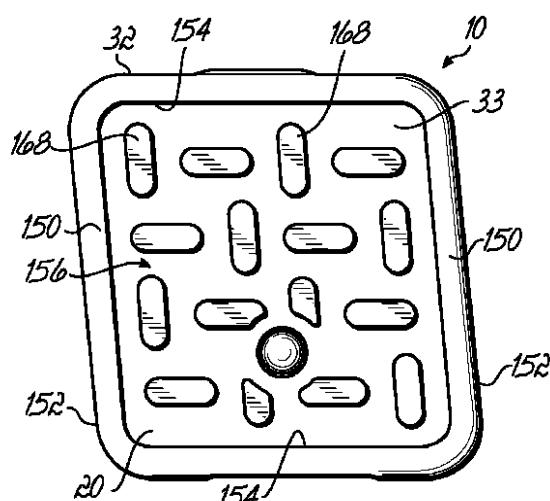


FIG. 10

【図 11】

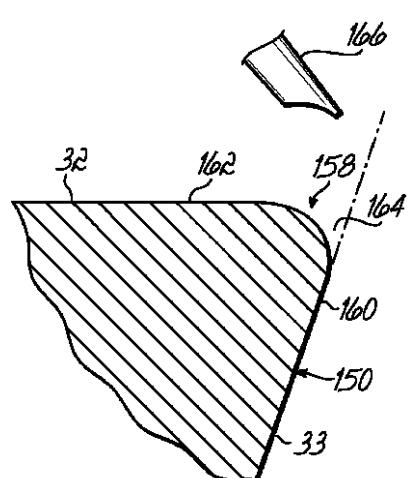
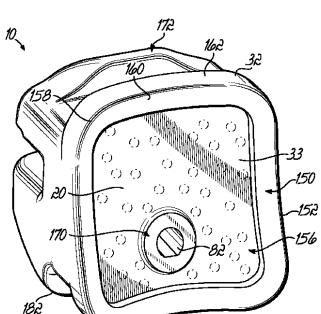
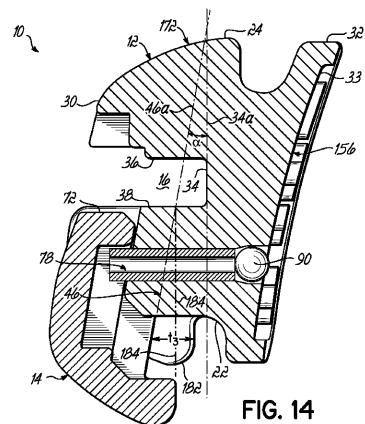


FIG. 11

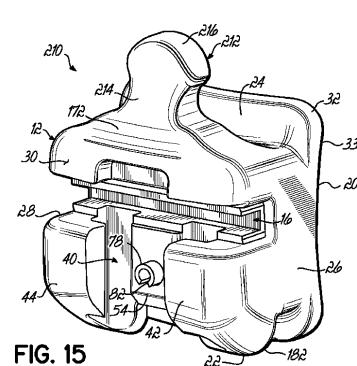
【図 12】



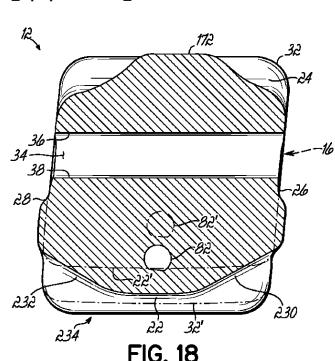
【図14】



【图 15】



卷二十一



【図16】

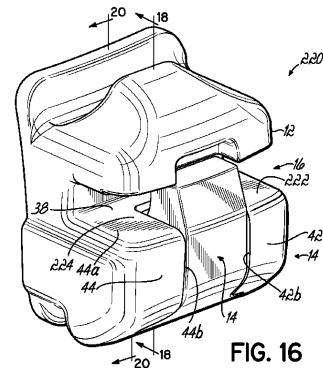


FIG. 16

【 义 17 】

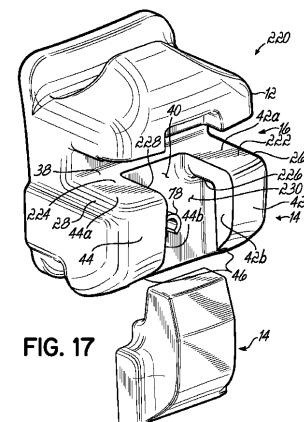


FIG. 17

【图 19】

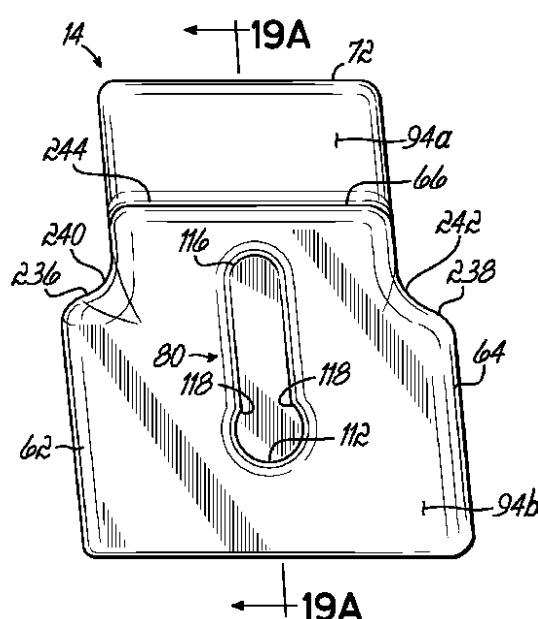


FIG. 19

【図 19A】

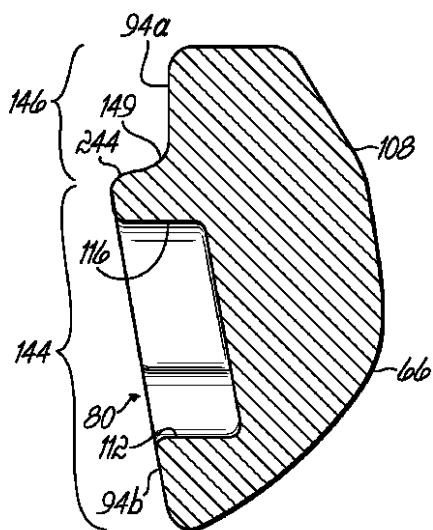


FIG. 19A

【図 20】

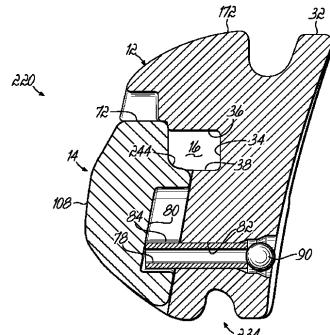


FIG. 20

【図 21】

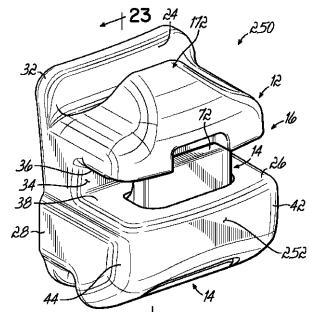


FIG. 21

【図 22】

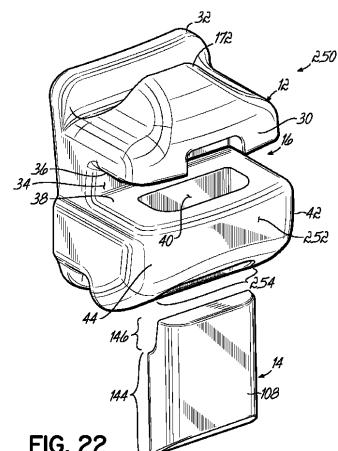


FIG. 22

【図 24】

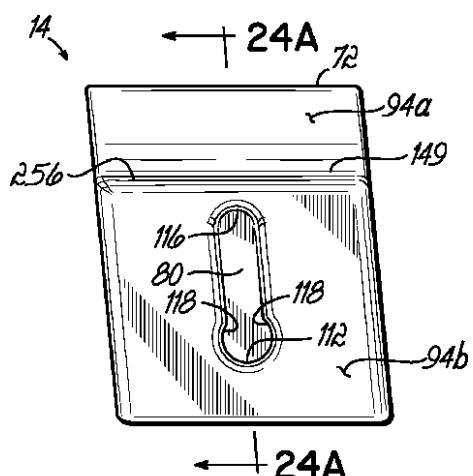


FIG. 24

【図 23】

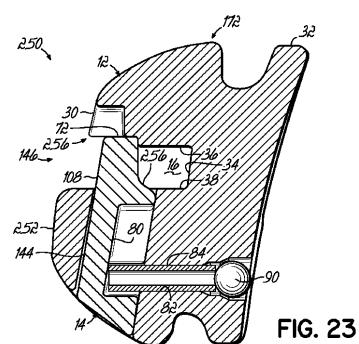


FIG. 23

【図 24A】

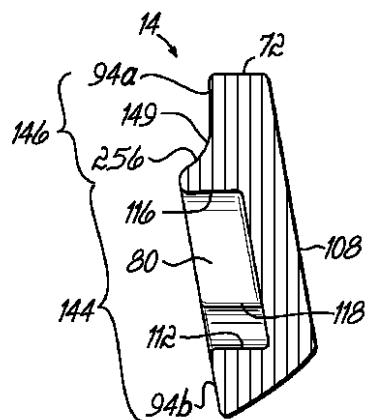
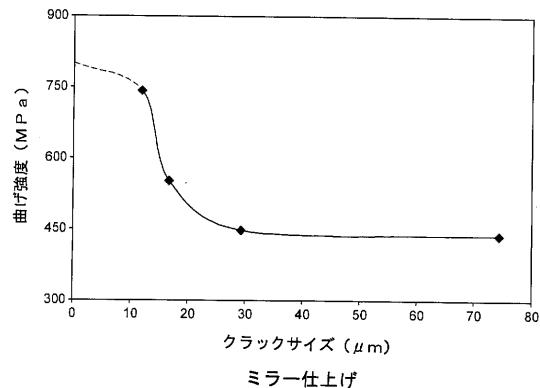


FIG. 24A

【図 25】



【図 26A】

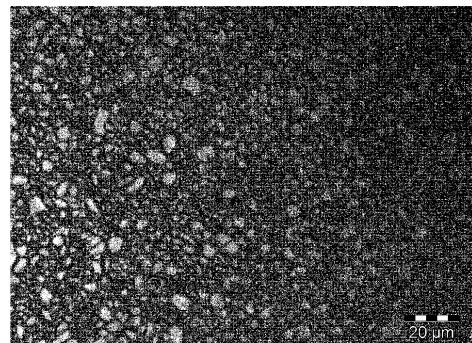


FIG. 26A

【図 26B】

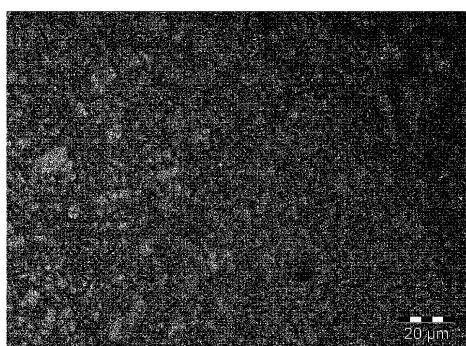


FIG. 26B

【図 26D】

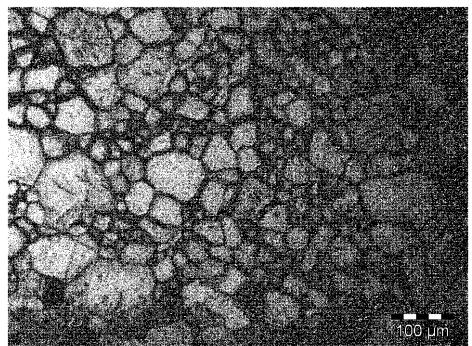


FIG. 26D

【図 26C】

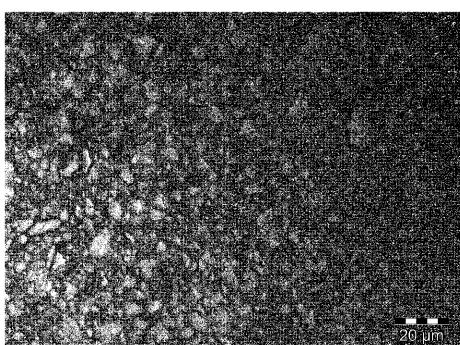


FIG. 26C

【図 27A】

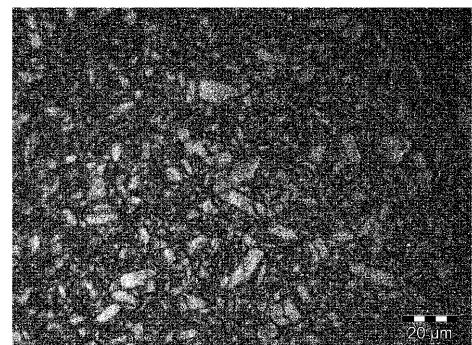


FIG. 27A

【図 27B】

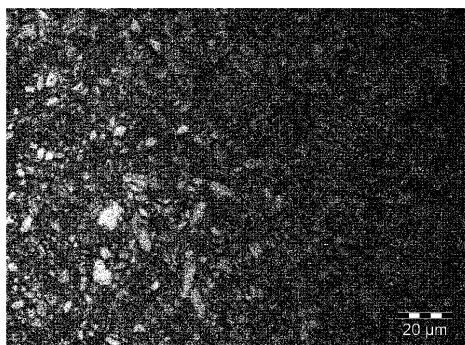


FIG. 27B

【図 27D】



FIG. 27D

【図 27C】

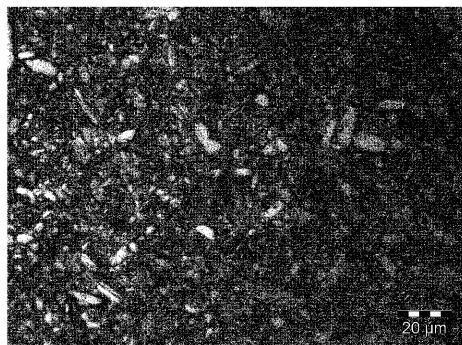
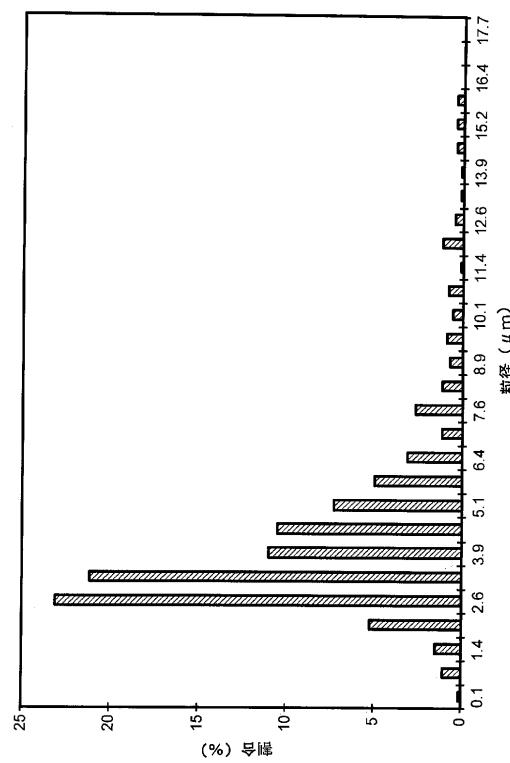
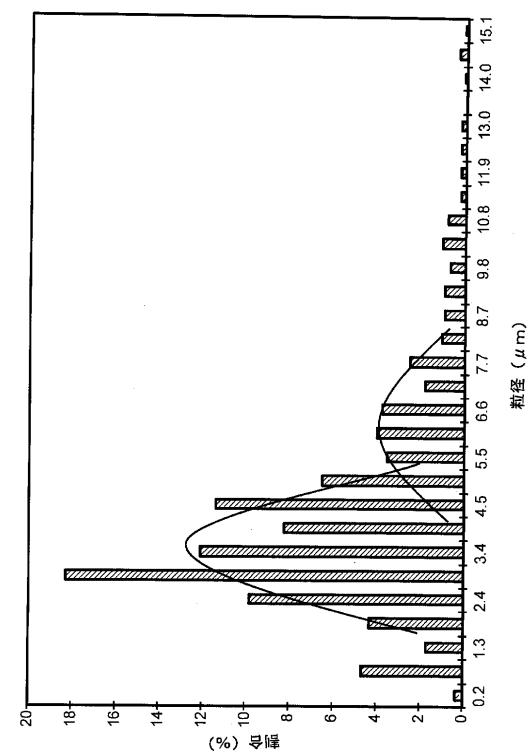


FIG. 27C

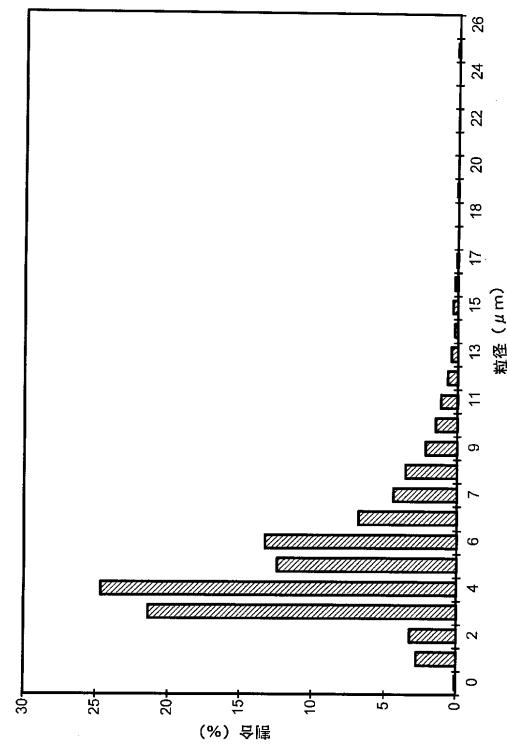
【図 28A】



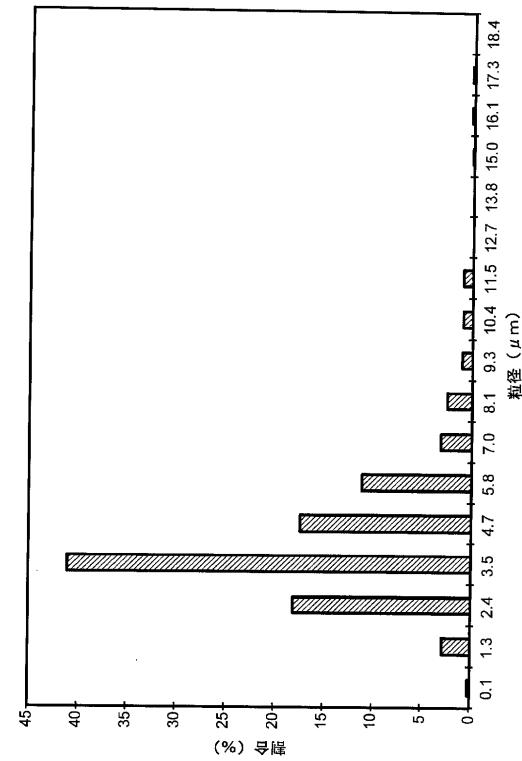
【図 28B】



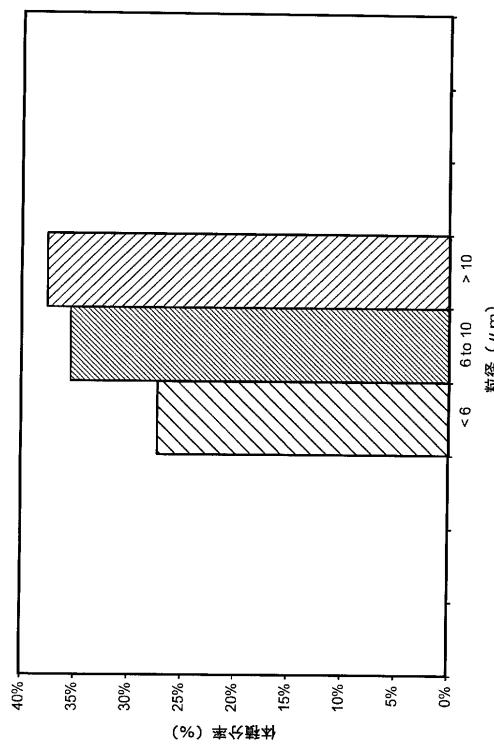
【図 28C】



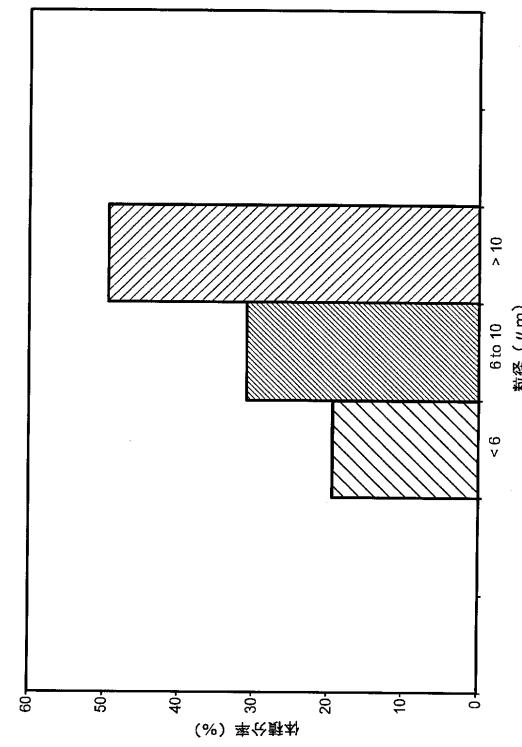
【図 28D】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

(72)発明者 ジョナサン・イエー

アメリカ合衆国・カリフォルニア・91765・ダイアモンド・バー・バーベリー・ドライヴ・1
323

(72)発明者 ロドルフォ・ロドリゲス

アメリカ合衆国・カリフォルニア・91752・ミラ・ロマ・リゲル・ウェイ・4983

(72)発明者 ファロク・ファージン・ニア

アメリカ合衆国・カリフォルニア・90302・イングルウッド・ウエスト・フェアビュー・ブル
ヴァード・141

合議体

審判長 長屋 陽二郎

審判官 高木 彰

審判官 竹下 和志

(56)参考文献 國際公開第2008/042678 (WO, A1)

特開平8-151254 (JP, A)

特開2000-154053 (JP, A)

特開2007-252926 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C7/14