

(19)



Deutsches
Patent- und Markenamt



(10) **DE 20 2009 019 037 U1** 2015.10.29

(12)

Gebrauchsmusterschrift

(21) Aktenzeichen: **20 2009 019 037.4**

(22) Anmeldetag: **13.08.2009**

(67) aus Patentanmeldung: **EP 09 79 1489.9**

(47) Eintragungstag: **21.09.2015**

(45) Bekanntmachungstag im Patentblatt: **29.10.2015**

(51) Int Cl.: **A61C 7/34 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:

88519 P	13.08.2008	US
106358 P	17.10.2008	US

(74) Name und Wohnsitz des Vertreters:

**Anwaltskanzlei Meissner & Meissner, 14199
Berlin, DE**

(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:

Ormco Corporation, Orange, Calif., US

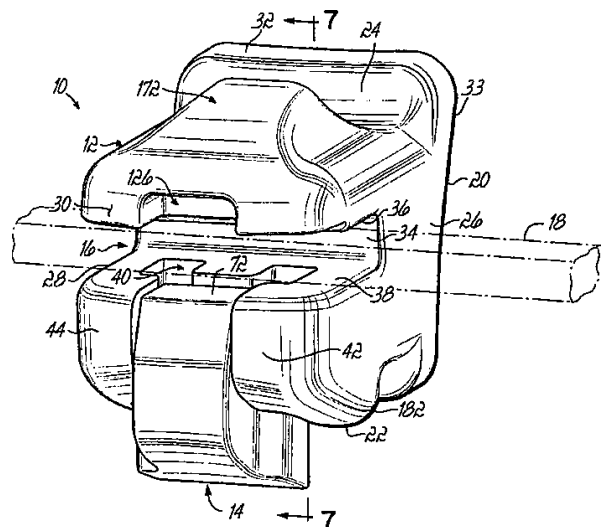
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Ästhetisches orthodontisches Bracket**

(57) Hauptanspruch: Kieferorthopädisches Bracket zum Befestigen eines Drahtbogens an einem Zahn, Folgendes umfassend:

einen Bracketkörper, der einen Drahtbogenschlitz enthält und

eine ligierende Gleitvorrichtung, die relativ zu dem Drahtbogenschlitz von einer Öffnungsstellung in eine Schließstellung bewegbar ist, wobei die ligierende Gleitvorrichtung einen mesialen Abschnitt, einen distalen Abschnitt und einen erhöhten zentralen Abschnitt zwischen dem mesialen Abschnitt und dem distalen Abschnitt umfasst, wobei der erhöhte zentrale Abschnitt sich über den mesialen Abschnitt und den distalen Abschnitt hinaus in Richtung oklusal-gingival erstreckt.



Beschreibung

Gebiet der Technik

[0001] Die Erfindung betrifft allgemein kieferorthopädische Brackets und insbesondere ästhetische kieferorthopädische Brackets mit bewegbaren Verschlusselementen, wie beispielsweise Schieber oder Riegel.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Kieferorthopädische Brackets bilden einen wesentlichen Bestandteil korrekativer kieferorthopädischer Behandlungen, die darauf abzielen, die Okklusion eines Patienten zu verbessern. Bei herkömmlichen kieferorthopädischen Behandlungen befestigt ein Kieferorthopäde oder ein Assistent Brackets an den Zähnen eines Patienten und bringt einen Drahtbogen mit einem Schlitz jedes Brackets in Eingriff. Der Drahtbogen übt Korrekturkräfte aus, welche die Zähne dazu zwingen, sich zu kieferorthopädisch korrekten Position zu bewegen. Um den Drahtbogen in jedem Brackettschlitz zu halten, werden herkömmliche Ligaturen, wie kleine elastische O-Ringe oder Feinmetalldrähte, eingesetzt. Aufgrund von Schwierigkeiten beim Anbringen einer einzelnen Ligatur an jedem Bracket wurden selbstligierende kieferorthopädische Brackets entwickelt, welche die Notwendigkeit von Ligaturen beseitigen, indem sie einen bewegbaren Riegel oder Schieber nutzen, um den Drahtbogen innerhalb des Brackettschlitzes festzuhalten.

[0003] Herkömmliche kieferorthopädische Brackets sind üblicherweise aus Edelstahl gebildet, der nichtabsorbierend, schweißbar und verhältnismäßig leicht zu formen und zu bearbeiten ist. Patienten, die sich einer kieferorthopädischen Behandlung unter Einsatz kieferorthopädischer Brackets aus Metall unterziehen, können jedoch durch die Sichtbarkeit des Metalls, die kosmetisch nicht ansprechend ist, in Verlegenheit gebracht werden. Um das kosmetische Erscheinungsbild zu verbessern, enthalten bestimmte herkömmliche kieferorthopädische Brackets einem Bracketkörper aus einem transparenten oder transluzenten, nichtmetallischen Material, wie ein Polymerharz oder eine Keramik, welche die Farbe oder Schattierung des darunterliegenden Zahns annehmen oder diesen nachempfinden sind. Solche kieferorthopädischen Brackets können zur Verstärkung und Versteifung des Bracketkörpers in der Nähe des Drahtbogenschlitzes einen metallischen Einsatz nutzen. Die äußere Erscheinung von Metall im Mund des Patienten ist zwar bis zu einem gewissen Grad noch vorhanden, in der normalen Ansicht aber weniger wahrnehmbar und daher sind durch einen nichtmetallischen Bracketkörper gekennzeichnete Brackets ästhetisch ansprechender. Aufgrund der besseren Ästhetik ist es wünschenswert geworden, Bracketkörper aus transparentem/transluzentem Material, beispielsweise Keramikmaterialien, zu bilden. Keramische Werkstoffe sind jedoch spröde und unterliegen im Gebrauch einer höheren Wahrscheinlichkeit des Bruchs. Folglich besteht ein Bedarf nach Keramikbrackets, die Drücken standhalten, welche erforderlich sind, um Zähne zu ihren kieferorthopädisch korrekten Positionen zu bewegen.

[0004] Auch wenn die Bildung traditioneller, nicht selbstligierender Bracketkörper aus transparenten oder transluzenten Materialien die Ästhetik dieser Brackets allgemein verbessert hat, blieb die verbesserte Ästhetik selbstligierender Brackets bisher problematisch. Heutige ästhetische selbstligierende kieferorthopädische Brackets können beispielsweise einen transparenten oder transluzenten Bracketkörper, aber weiterhin ein aus Metall hergestelltes Verschlusselement (z. B. eine ligierende Gleitvorrichtung) verwenden. Ein Beispiel dieser Ausgestaltung ist in der U.S.-Patentveröffentlichung Nr. 2004/0072117 offenbart. Diese Verschlusselemente aus Metall können das von den meisten Patienten gewünschte ästhetische Erscheinungsbild, insbesondere bei Brackets, die an Schneidezähnen und Eckzähne im vorderen Mundraum befestigt sind, sichtbar beeinträchtigen. Aufgrund der Festigkeit, Duktilität und Zähigkeit, die derartige Elemente aufweisen müssen, wurden bei diesen selbstligierenden Brackets im Allgemeinen weiterhin Verschlusselemente aus Metall verwendet. Die Ästhetik selbstligierender Brackets muss somit erst noch vollständig realisiert werden.

[0005] Folglich besteht ein Bedarf nach einem verbesserten, ästhetischeren selbstligierenden kieferorthopädischen Bracket, das diese und andere Nachteile herkömmlicher selbstligierender kieferorthopädischer Brackets überwindet.

[0006] Die JP 2006290688 (A) offenbart eine transluzente Keramik, die ein Sinterkörper ist, der ein Magnesium-Aluminium-Komplexoxid mit einem mittleren Kristallkorndurchmesser von 0,3 bis 5 µm enthält. Die Keramik wird für kieferorthopädische Brackets verwendet.

[0007] Die US 2008/0081309 offenbart einen kieferorthopädischen Artikel und ein Verfahren zur Herstellung des kieferorthopädischen Artikels, wobei der kieferorthopädische Artikel ein feinkörniges keramisches Bracket und eine Metallauskleidung umfasst, die in einem Drahtbogenschlitz des Brackets mit einer Lötlegierung be-

festigt ist, die Silber, Kupfer und mindestens 1,5 Gew.-% Titan umfasst. Ein geeignetes Keramikmaterial ist polykristallines Aluminiumoxid mit einer mittleren Korngröße von 5 µm oder weniger.

Zusammenfassung der Erfindung

[0008] Die Erfindung stellt ein kieferorthopädisches Bracket zum Befestigen eines Drahtbogens an einem Zahn bereit, umfassend einen Bracketkörper, der dazu ausgelegt ist, an dem Zahn befestigt zu werden und der einen Drahtbogenschlitz enthält, der dazu ausgelegt ist, den Drahtbogen aufzunehmen, wobei der Bracketkörper ein polykristallines Aluminiumoxid mit einer Vielzahl von Körnern und einer Korngrößenverteilung enthält, bei der das polykristalline Aluminiumoxid eine mittlere Korngröße im Bereich von 3,4 µm bis 6 µm aufweist und wobei Körner mit einer Größe von über 10 µm 10% bis 50% des Volumens des Bracketkörpers einnehmen. In einer Ausführungsform umfasst der Bracketkörper ein mit dem Bracketkörper in Eingriff stehendes bewegbares Element.

[0009] Das bewegbare Element ist relativ zu dem Körper zwischen einer Öffnungsstellung, in welcher der Drahtbogen in den Drahtbogenschlitz einführbar ist, und einer Schließstellung, in der das bewegbare Element den Drahtbogen in dem Drahtbogenschlitz hält, bewegbar. Das bewegbare Element ist aus einem transparenten oder transluzenten Keramikmaterial gefertigt.

[0010] In einer Ausführungsform umfasst das kieferorthopädische Bracket einen Haltemechanismus, um die Bewegung des bewegbaren Elements in Richtung der Öffnungsstellung zu begrenzen, und ein von dem Haltemechanismus zum Begrenzen der Bewegung des bewegbaren Elements getrenntes erstes Anschlagmerkmal, um die Bewegung des bewegbaren Elements in Richtung der Schließstellung zu begrenzen. Der Haltemechanismus umfasst einen scheinbaren Kontaktbereich zwischen dem Haltemechanismus und dem bewegbaren Element und/oder dem Bracketkörper. Die erste Stopp-Funktion umfasst einen ersten Kontaktbereich zwischen dem bewegbaren Element und dem Bracketkörper, der größer ist als der scheinbare Kontaktbereich.

[0011] In einer Ausführungsform umfasst der Bracketkörper eine Stützfläche, die zumindest teilweise eine Gleitführungsbahn definiert. Das bewegbare Element steht mit der Gleitführungsbahn in Eingriff. Zumindest ein Abschnitt der Stützfläche ist lingual einer labialen Kante des Drahtbogenschlitzes angeordnet.

[0012] In noch einer weiteren Ausführungsform besteht der Bracketkörper aus einem polykristallinen Aluminiumoxid, in dem bis zu 50% der Körner kleiner als 3 µm und bis zu 90% der Körner kleiner als 10 µm sind, und in dem Körnern, die größer als 10 µm sind, bis zu 50% des Volumens des Bracketkörpers einnehmen. Das polykristalline Aluminiumoxid hat eine Bruchzähigkeit von mindestens $4,0 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$.

[0013] Offenbart wird ein Verfahren zur Herstellung eines kieferorthopädischen Brackets, umfassend das Formen eines Bracketkörpers aus einem Keramikpulver und Sintern des geformten Körpers zu einem Sinterkörper mit einer Korngrößenverteilung, die gekennzeichnet ist durch eine mittlere Korngröße im Bereich von größer als 3,4 µm bis 6 µm.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0014] Die beiliegenden Zeichnungen, welche in diese Beschreibung integriert sind und einen Teil dieser Beschreibung bilden, zeigen Ausführungsformen der Erfindung und dienen zusammen mit der vorstehenden allgemeinen Beschreibung und der nachstehenden detaillierten Beschreibung zur Erläuterung verschiedener Aspekte der Erfindung.

[0015] Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht eines selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets gemäß einer Ausführungsform der Erfindung, welche eine ligierende Gleitvorrichtung in einer Öffnungsstellung zeigt;

[0016] Fig. 2 ist eine perspektivische Ansicht des in Fig. 1 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets mit der ligierenden Gleitvorrichtung in einer Schließstellung;

[0017] Fig. 3 ist eine Vorderansicht der in Fig. 1 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;

[0018] Fig. 4 ist eine perspektivische Ansicht des in Fig. 1 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets, bei dem der Schieber entfernt wurde;

[0019] Fig. 5 ist eine Rückansicht der in Fig. 1 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;

- [0020]** Fig. 6 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 6-6 geführten Querschnitts des in Fig. 2 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0021]** Fig. 7 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 7-7 geführten Querschnitts des in Fig. 1 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0022]** Fig. 8 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 8-8 geführten Querschnitts des in Fig. 2 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0023]** Fig. 9 ist eine Seitenansicht der in Fig. 1 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;
- [0024]** Fig. 10 ist eine Rückansicht des in Fig. 1 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0025]** Fig. 11 ist eine vergrößerte Ansicht des in Fig. 6 abgebildeten eingekreisten Abschnitts 11;
- [0026]** Fig. 12 ist eine perspektivische Rückansicht eines selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets gemäß einer alternativen Ausführungsform;
- [0027]** Fig. 13 ist eine Vorderansicht des in Fig. 1 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0028]** Fig. 14 ist eine der Fig. 7 ähnliche Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 7-7 geführten Querschnitts des in Fig. 1 gezeigten kieferorthopädischen Brackets;
- [0029]** Fig. 15 ist eine perspektivische Ansicht eines selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung;
- [0030]** Fig. 16 ist eine perspektivische Ansicht eines selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets gemäß einer Ausführungsform der Erfindung, welche eine ligierende Gleitvorrichtung in einer Schließstellung zeigt;
- [0031]** Fig. 17 ist eine perspektivische Ansicht des in Fig. 16 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets, in der die ligierende Gleitvorrichtung von dem Bracketkörper demontiert gezeigt wird;
- [0032]** Fig. 18 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 18-18 geführten Querschnitts des in Fig. 16 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0033]** Fig. 19 ist eine Rückansicht der in den Fig. 16 und Fig. 17 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;
- [0034]** Fig. 19A ist eine Querschnittsansicht entlang der Linie 19A-19A der in Fig. 19 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;
- [0035]** Fig. 20 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 20-20 geführten Querschnitts des in Fig. 16 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0036]** Fig. 21 ist eine perspektivische Ansicht eines selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets gemäß einer Ausführungsform der Erfindung, welche eine ligierende Gleitvorrichtung in einer Schließstellung zeigt;
- [0037]** Fig. 22 ist eine perspektivische Ansicht des in Fig. 21 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets, in der die ligierende Gleitvorrichtung von dem Bracketkörper demontiert gezeigt wird;
- [0038]** Fig. 23 ist eine Ansicht eines im Wesentlichen entlang der Linie 23-23 geführten Querschnitts des in Fig. 21 gezeigten selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets;
- [0039]** Fig. 24 ist eine Rückansicht der in den Fig. 21 und Fig. 22 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;
- [0040]** Fig. 24A ist eine Querschnittsansicht entlang der Linie 24A-24A der in Fig. 24 gezeigten ligierenden Gleitvorrichtung;
- [0041]** Fig. 25 ist eine graphische Darstellung, welche die Wirkung von Oberflächenfehlern auf die Biegefestigkeit von polykristallinem Aluminiumoxid zeigt;

[0042] Die **Fig. 26A**, **Fig. 26B** und **Fig. 26C** sind mikroskopische Aufnahmen von Bracketmaterial aus polykristallinem Aluminiumoxid gemäß Ausführungsformen der Erfindung in 440-facher Vergrößerung;

[0043] **Fig. 26D** eine Mikrofotografie von Bracketmaterial aus polykristallinem Aluminiumoxid in 110-facher Vergrößerung;

[0044] Die **Fig. 27A**, **Fig. 27B**, **Fig. 27C** und **Fig. 27D** sind Mikrofotografien von Bracketmaterial aus polykristallinem Aluminiumoxid gemäß Ausführungsformen der Erfindung in 440-facher Vergrößerung;

[0045] Die **Fig. 28A**, **Fig. 28B**, **Fig. 28C** und **Fig. 28D** sind Diagramme, welche Korngrößenverteilungen der in den **Fig. 27A**, **Fig. 27B**, **Fig. 27C** beziehungsweise **Fig. 27D** dargestellten Mikrostrukturen darstellen;

[0046] **Fig. 29** ist ein Diagramm des berechneten Volumenanteils für drei Korngrößenbereiche für die in **Fig. 27B** dargestellte Mikrostruktur gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung und

[0047] **Fig. 30** ein Diagramm des berechneten Volumenanteils für drei Korngrößenbereiche für die in **Fig. 27C** dargestellte Mikrostruktur gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

Ausführliche Beschreibung

[0048] Obwohl die Erfindung im Folgenden in Verbindung mit bestimmten Ausführungsformen beschrieben wird, ist die Erfindung nicht auf die Anwendung in einem kieferorthopädischen Bracket irgendeines bestimmten Typs beschränkt. Die Beschreibung der Ausführungsformen der Erfindung ist dazu vorgesehen, alle Alternativen, Abwandlungen und äquivalenten Anordnungen abzudecken. Insbesondere werden Fachleute erkennen, dass die Bestandteile der Ausführungsformen der hier beschriebenen Erfindung in verschiedenster Weise angeordnet sein könnten.

[0049] Bezug nehmend auf die Zeichnungen und insbesondere auf die **Fig. 1** und **Fig. 2**, umfasst ein kieferorthopädisches Bracket **10** einen Bracketkörper **12** und ein mit dem Bracketkörper **12** gekoppeltes bewegbares Verschlusselement. In einer Ausführungsform kann das bewegbare Verschlusselement eine mit dem Bracketkörper **12** bewegbar gekoppelte ligierende Gleitvorrichtung **14** umfassen. Der Bracketkörper **12** umfasst einen in diesem ausgebildeten Drahtbogenschlitz **16** der dazu dient, einen Drahtbogen **18** (gestrichelt dargestellt) zum Aufbringen von Korrekturkräften auf die Zähne aufzunehmen. Die ligierende Gleitvorrichtung **14** ist zwischen einer Öffnungsstellung (**Fig. 1**), in welcher der Drahtbogen **18** in den Drahtbogenschlitz **16** einführbar ist, und einer Schließstellung (**Fig. 2**), in welcher der Drahtbogen **18** in dem Drahtbogenschlitz **16** gehalten ist, bewegbar. Der Bracketkörper **12** und die ligierende Gleitvorrichtung **14** bilden zusammen ein selbstligierendes kieferorthopädisches Bracket **10** zur Verwendung für kieferorthopädische Korrekturbehandlungen. Während das bewegbare Verschlusselement hier als eine ligierende Gleitvorrichtung beschrieben ist, ist die Erfindung nicht hierauf beschränkt, da das bewegbare Verschlusselement andere bewegbare Anordnungen umfassen kann (z. B. einen Riegel, einen Federbügel, eine Klappe, etc.), die sich in jeder geeigneten Weise zwischen einer Öffnungsstellung und einer Schließstellung bewegen können.

[0050] Sofern nicht anders angegeben, wird das kieferorthopädische Bracket **10** hier mittels eines an einer labialen Oberfläche eines Zahns im Oberkiefer angebrachten Brackets **10** als Bezugsrahmen beschrieben. Begriffe wie labial, lingual, mesial, distal, okklusal und gingival, wie sie hier verwendet werden, um das Bracket **10** zu beschreiben, beziehen sich daher auf den gewählten Referenzrahmen. Die Ausführungsformen der Erfindung ist jedoch nicht auf den gewählten Referenzrahmen und die beschreibenden Begriffe beschränkt, da das kieferorthopädische Bracket **10** an anderen Zähnen und in anderen Ausrichtungen in der Mundhöhle verwendet werden kann. Das Bracket **10** kann beispielsweise auch mit der lingualen Oberfläche des Zahns verbunden, oder im Unterkiefer angeordnet werden. Fachleute werden erkennen, dass die hier verwendeten beschreibenden Begriffe bei einer Veränderung des Referenzrahmens nicht direkt anwendbar sind. Die vorliegende Erfindung ist dennoch als von der Position und Ausrichtung innerhalb der Mundhöhle unabhängig anzusehen und die zur Beschreibung der Ausführungsformen des kieferorthopädischen Brackets verwendeten relativen Begriffe sollen lediglich die Beispiele in den Zeichnungen verständlich beschreiben. Insofern beschränken die in relativer Bedeutung verwendeten Begriffe labial, lingual, mesial, distal, okklusal und gingival keinesfalls die Erfindung auf eine bestimmte Position oder Ausrichtung.

[0051] Auf der labialen Oberfläche eines Zahns im Oberkiefer des Patienten befestigt, hat der Bracketkörper **12** eine linguale Seite **20**, eine okklusale Seite **22**, eine gingivale Seite **24**, eine mesiale Seite **26**, eine distale Seite **28** und eine labiale Seite **30**. Die linguale Seite **20** des Bracketkörpers **12** ist dazu ausgelegt, auf

eine beliebige herkömmliche Weise, wie beispielsweise mit einem geeigneten kieferorthopädischen Zement oder Klebemittel oder einem Band um einen benachbarten Zahn (nicht dargestellt), an dem Zahn befestigt zu werden. Die linguale Seite **20** kann ferner mit einem Pad **32** versehen sein, das eine Verbindungsbasis **33** bildet, die dazu eingerichtet ist, an der Oberfläche des Zahns befestigt zu werden. Das Pad **32** kann als ein separates Teil oder Element mit dem Bracketkörper **12** verbunden sein, oder alternativ kann das Pad **32** einstückig mit dem Bracketkörper **12** ausgebildet sein. Der Bracketkörper **12** umfasst eine Basisfläche **34** und ein Paar von gegenüberliegenden Schlitzflächen **36**, **38**, die labial von der Basisfläche **34** abstehen und die zusammen den Drahtbogenschlitz **16** definieren, der sich in einer mesial-distalen Richtung von der mesialen Seite **26** zur distalen Seite **28** erstreckt. Die Schlitzflächen **36**, **38** und die Basisfläche **34** sind im Wesentlichen im Inneren des Materials des Bracketkörpers **12** eingekapselt oder eingebettet. Der Drahtbogenschlitz **16** des Bracketkörpers **12** kann dazu ausgebildet sein, den kieferorthopädischen Drahtbogen **18** in jeder beliebigen geeigneten Weise aufzunehmen.

[0052] Unter Bezugnahme auf **Fig. 4** umfasst der Bracketkörper **12** außerdem eine Stützfläche **40**, die sich in einer im Wesentlichen gingival-okklusalen Richtung von der Schlitzfläche **38** erstreckt. Ein Paar von gegenüberliegenden Führungen **42**, **44** ist von der Stützfläche **40** abgestützt und an deren mesialer Seite **26** beziehungsweise distaler Seite **28** angeordnet. Die Führungen **42**, **44** sind im Wesentlichen L-förmig und jede umfasst einen ersten Schenkel **42a** bzw. **44a**, der von der Stützfläche **40** in labialer Richtung absteht: Die Führung **42** weist einen zweiten Schenkel **42b** oder Ansatz auf, der in der distalen Richtung absteht, während die Führung **44** einen zweiten Schenkel **44b** oder Ansatz aufweist, der in der mesialen Richtung absteht, so dass die Führungen **42**, **44** zusammen die Stützfläche **40** teilweise überlagern. Die Stützfläche **40** und die Führungen **42**, **44** definieren zusammen eine Gleitführungsbahn **46** zum Abstützen und Führen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** im Inneren des Bracketkörpers **12**.

[0053] Die Stützfläche **40** umfasst einen mesialen Abschnitt **48**, einen distalen Abschnitt **50** und einen zentralen Abschnitt **52** zwischen dem mesialen Abschnitt **48** und dem distalen Abschnitt **50**. Die Führungen **42**, **44** sind so ausgestaltet, dass sie den mesialen Abschnitt **48** beziehungsweise den distalen Abschnitt **50** überlagern, von diesen jedoch beabstandet sind, um die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufzunehmen. Der zentrale Abschnitt **52** umfasst einen erhöhten Ansatz **54**, der im Wesentlichen in der labialen Richtung absteht und dessen Zweck nachfolgend noch ausführlicher erläutert wird. Eine solche Ausgestaltung bildet in der Stützfläche **40** im Wesentlichen nach gingival-okklusal ausgerichtete Bahnen oder Nuten **56**, **58**. Darüber hinaus umfasst der zentrale Abschnitt **52** der Stützfläche **40** an seinem okklusalen Ende eine Ausnehmung oder Aussparung **60**, auf, die eine Anschlagfläche definiert. Wie im Folgenden ausführlicher erläutert, ist die Anschlagfläche so ausgestaltet, dass sie mit der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zusammenwirkt, um auf das Bracket **10** aufgebraute Kräfte (z. B. Kaukräfte) in verbesserter Weise aufzunehmen.

[0054] Wie oben erwähnt, ist der Bracketkörper **12** zur Verbesserung der Ästhetik des kieferorthopädischen Brackets **10** aus einem transluzenten oder transparenten nichtmetallischen Material gebildet. Des Weiteren kann der Bracketkörper **12** zahnfarben sein. Das Keramikmaterial ist ein polykristallines Aluminiumoxid oder Aluminiumoxid. In einer Ausführungsform kann der Bracketkörper **12** durch Keramik-Spritzgießen ["Ceramic Injection Molding" (CIM)] gefolgt von Sintern und/oder heißisostatischem Pressen ["Hot Isostatic Pressing" (HIPing)] gebildet sein.

[0055] In noch einer weiteren Ausführungsform kann ein Abschnitt des Bracketkörpers **12** oder seine gesamte Oberfläche behandelt sein, um die Torsionsfestigkeit des Bracketkörpers **12** zu erhöhen. Der Bracketkörper **12** kann beispielsweise eine auf diesen abgeschiedene oder auf andere Weise darauf gebildete Beschichtung aufweisen. Die Beschichtung kann beispielsweise durch physikalische Gasphasenabscheidung (PVD ["Physical Vapor Deposition"]) oder chemische Gasphasenabscheidung (CVD ["Chemical Vapor Deposition"]) mit einer Dicke von bis zu etwa 15 µm abgeschieden werden. Ferner kann die Beschichtung amorph oder nanokristallin sein, oder eine Mikrostruktur haben, welche Körner enthält, die feiner sind, als die Körner des Bracketkörpers **12**. In einer Ausführungsform kann zum Entfernen von Oberflächenfehlern und Erzeugen von Oberflächendruckspannungen anstelle von Schleifen und/oder Polieren der Oberfläche ein Teil oder die gesamte Oberfläche des Bracketkörpers **12** ionengefräst oder säuregeätzt werden, um den Bracketkörper **12** zu verstärken. Zusätzlich oder alternativ können die Flächen zur Verbesserung der Bruchzähigkeit mit Metallionen beschossen, mit Mischmetallionen beschossen, oder lasergeschmolzen werden, um die Bruchzähigkeit zu verbessern. Es versteht sich, dass eine Kombination von einer oder mehreren Oberflächenbehandlungen verwendet werden kann, um die Torsionsfestigkeit des Bracketkörpers **12** zu erhöhen.

[0056] Wie in **Fig. 3** gezeigt, umfasst die ligierende Gleitvorrichtung **14** einen mesialen Abschnitt **62**, einen distalen Abschnitt **64** und einen zentralen Abschnitt **66** zwischen dem mesialen Abschnitt **62** und dem distalen

Abschnitt **64**. Die Führungen **42, 44** sind so ausgestaltet, dass sie den mesialen Abschnitt **62** beziehungsweise den distalen Abschnitt **64** überlagern und der zentrale Abschnitt **66** kann so ausgestaltet sein, dass die labiale Seite des zentralen Abschnitts **66** im Wesentlichen bündig ist mit der labialen Seite der Führungen **42, 44** (**Fig. 2**). Eine solche Ausgestaltung definiert im Wesentlichen nach gingival-okklusale ausgerichtete Bahnen oder Nuten **68, 70** in der labialen Seite der ligierenden Gleitvorrichtung **14**, die sich entlang der Führungen **42, 44** bewegen, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** zwischen der Öffnungsstellung und der Schließstellung bewegt wird. Der mesiale Abschnitt **62** und der distale Abschnitt **64** erstrecken sich nicht über ganze gingival-okklusale Erstreckung der ligierenden Gleitvorrichtung **14**, sondern enden stattdessen kurz vor der gingivalen Seite **72**, um zwei im Wesentlichen ebene Plattformoberflächen **74**, beziehungsweise **76** zu bilden. Wie in **Fig. 2** gezeigt, und wie nachfolgend noch ausführlicher erläutert wird, können die Plattformoberflächen **74, 76**, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, an den Drahtbogenschlitz **16** angrenzen, oder einen Abschnitt desselben bilden, und können insbesondere einen Abschnitt der Schlitzfläche **38** bilden, welche eine Seite des Drahtbogens **18** begrenzt.

[0057] Im Gegensatz zu vielen ästhetischen selbstligierenden Brackets kann die ligierende Gleitvorrichtung **14** auch aus einem transluzenten oder transparenten Material gebildet sein. Die ligierende Gleitvorrichtung **14** ist aus einem transluzenten oder transparenten Keramikmaterial gebildet. In einer Ausführungsform kann das Keramikmaterial das gleiche sein, wie das zur Bildung des Bracketkörpers **12** verwendete. Der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet wird jedoch erkennen, dass es andere geeignete Materialien gibt, die eine ästhetische ligierende Gleitvorrichtung **14** bereitstellen würden. Darüber hinaus kann die ligierende Gleitvorrichtung **14** in einer ähnlichen Weise, wie weiter oben bezüglich des Bracketkörpers **12** beschrieben, oberflächenbehandelt werden, um die Festigkeit und die Ästhetik zu verbessern. Vorteilhafter Weise wird die Bildung sowohl des Bracketkörpers **12** als auch der ligierenden Gleitvorrichtung **14** aus einem transparenten oder transluzenten Material die Sichtbarkeit des kieferorthopädischen Brackets, wenn dieses an einem Zahn eines Patienten befestigt ist, reduzieren.

[0058] Wie in den **Fig. 4** und **Fig. 5** dargestellt, umfasst das kieferorthopädische Bracket **10** einen Sicherungsmechanismus, der die ligierende Gleitvorrichtung **14** zumindest in der Schließstellung sichert. Zu diesem Zweck umfasst der Sicherungsmechanismus in einem aus dem Bracketkörper **12** und der ligierenden Gleitvorrichtung **14** einen abstehenden Abschnitt und in dem anderen aus dem Bracketkörper **12** und der ligierenden Gleitvorrichtung **14** einen Aufnahmeabschnitt, die zusammenzuwirken, um die ligierende Gleitvorrichtung **14** zumindest in der Schließstellung zu halten. Der Sicherungsmechanismus kann ferner verhindern, dass die ligierende Gleitvorrichtung **14** sich aus dem Bracketkörper **12** löst. In einem Ausführungsbeispiel umfasst der Sicherungsmechanismus ein mit dem Bracketkörper **12** verbundenes elastisches Eingriffselement, wie beispielsweise einen im Wesentlichen länglichen, zylindrischen, rohrförmigen Federstift **78** (**Fig. 4**), und einen in der ligierenden Gleitvorrichtung **14** ausgebildeten Halteschlitz **80** (**Fig. 5**). Obgleich diese Ausführungsform mit dem Federstift **78**, der dem Bracketkörper **12** zugeordnet ist, und dem Halteschlitz **80**, welcher der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zugeordnet ist, beschrieben wird, wird der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet erkennen, dass die Erfindung nicht hierauf beschränkt ist. Beispielsweise kann ein Federstift mit der ligierenden Gleitvorrichtung gekoppelt sein und in dem Bracketkörper kann ein geeigneter Halteschlitz ausgebildet sein.

[0059] Wie in den **Fig. 4, Fig. 6, und Fig. 7** dargestellt, umfasst der Federstift **78** einen ersten Abschnitt und einen zweiten Abschnitt. Der erste Abschnitt des Federstifts **78** ist dazu ausgelegt, in einer in der Stützfläche **40** gebildeten Bohrung **82** aufgenommen zu werden. Der zweite Abschnitt des Federstifts **78** ragt von der Stützfläche **40** in einer im Wesentlichen labialen Richtung ab, so dass er sich in die Gleitführungsbahn **46** erstreckt. Der Federstift **78** umfasst eine Aussparung oder einen Schlitz **84** – dessen Zweck nachstehend beschrieben wird – der in seiner Seitenwand ausgebildet ist und sich entlang zumindest eines Teils der Länge des Federstifts **78** erstreckt. Der Federstift **78** kann beispielsweise durch einen Walzvorgang gebildet werden, um so den Schlitz **84** zu definieren, oder kann alternativ durch Einschneiden eines rohrförmigen Elements zur Bildung des Schlitzes **84** gebildet werden. Des Weiteren kann der Federstift **78** aus Materialien gebildet werden, welche die Folgenden einschließen: Edelstahl, Titanlegierungen, superelastische Materialien vom Typ NiTi oder andere geeignete Materialien.

[0060] Die Bohrung **82** ist okklusale des Drahtbogenschlitzes **16** angeordnet und erstreckt sich von der lingualen Seite **20** zu der Stützfläche **40** des Bracketkörpers **12**. Des Weiteren kann die Bohrung **82** in dem erhöhten Ansatz **54** des zentralen Abschnitts **52** ausgebildet sein. Das Anordnen des Federstifts **78** in dem erhöhten Ansatz **54** bietet zusätzliche Abstützung für den Federstift **78** und verhindert oder reduziert ausragendes Biegen oder Krümmen des Federstifts **78**. Die Bohrung **82** umfasst einen ersten Abschnitt **86**, der zu der Stützfläche **40** geöffnet ist und dazu dient, den Federstift **78** aufzunehmen, und einen zweiten Abschnitt **88**, der an der lingualen Seite **20** des Bracketkörpers **12** geöffnet ist und der dazu eingerichtet ist, ein okkludierendes

Element aufzunehmen, dass dazu ausgelegt ist, den Federstift **78** innerhalb der Bohrung **82** zu sichern. In einer Ausführungsform kann das okkludierende Element eine Kugel **90** sein. Das okkludierende Element ist jedoch nicht hierauf beschränkt, da andere okkludierende Elemente ebenso zur Sicherung des Federstifts **78** in der Bohrung **82** verwendet werden können. Zwischen dem ersten Bohrungsabschnitt **86** und dem zweiten Bohrungsabschnitt **88** kann ein im Wesentlichen konisch zulaufender Übergangsbereich **92** angeordnet sein.

[0061] Bei der Montage wird der Federstift **78** von der lingualen Seite (und wobei die ligierende Gleitvorrichtung **14** mit dem Bracketkörper **12** im Eingriff ist) in die Bohrung **82** eingeführt, so dass er im ersten Bohrungsabschnitt **86** angeordnet ist. Die Kugel **90** wird in den zweiten Bohrungsabschnitt **88** eingefügt und fest mit der Bohrung **82** verbunden. Beispielsweise kann die Kugel **90** durch Kleben mit der Bohrung **82** verbunden werden. Der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet wird andere Möglichkeiten zur Befestigung der Kugel **90** innerhalb der Bohrung **82** erkennen. Die Querabmessung des zweiten Bohrungsabschnitts **88** kann größer sein als eine Querabmessung des ersten Bohrungsabschnitts, um das Einsetzen des Federstifts **78** in der Bohrung **82** zu erleichtern. Insbesondere der konische Übergangsbereich **92** kann während des Montageprozesses das Einsetzen des Federstifts **78** innerhalb der Bohrung **82** erleichtern. In einer Ausführungsform kann die Kugel **90** aus Zirkondioxid gebildet sein, andere geeignete Materialien, wie PMMA, Polycarbonat, Glas und dergleichen, können jedoch ebenfalls zur Bildung der Kugel **90** verwendet werden. Obwohl der Federstift **78** aus Metall gebildet sein kann, wird der Federstift **78** (und die Kugel **90**, wenn sie aus einem nicht-ästhetischen Material hergestellt sein sollte) verhältnismäßig tief in dem kieferorthopädischen Bracket **10** angeordnet, um jeglichen Einfluss auf die Ästhetik des Brackets **10** zu minimieren.

[0062] Wie in **Fig. 5** dargestellt, umfasst die linguale Seite **94** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** eine Vertiefung **96** mit einer Basisfläche **98**, einem gingivalen Ende **100** und einem okklusalen Ende **102**. Das gingivale Ende **100** ist offen, um den erhöhten Ansatz **54** aufzunehmen, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** zwischen der Öffnungsstellung und der Schließstellung bewegt wird. Das okklusale Ende **102** der Vertiefung **96** ist durch ein Laschenelement **104** verschlossen, das sich von der lingualen Seite **94** nach außen (z. B. lingual) erstreckt und das eine der Vertiefung **96** gegenüberliegende Kontaktfläche **106** aufweist, deren Zweck nachfolgend ausführlicher erläutert wird.

[0063] Der Halteschlitz **80** ist in der Basisfläche **98** der Vertiefung **96** ausgebildet und erstreckt sich im Wesentlichen in der gingival-okklusalen Richtung (z. B. in der Bewegungsrichtung der ligierenden Gleitvorrichtung **14**). Der Halteschlitz **80** kann derart ausgebildet sein, dass er sich in der labial-lingualen Richtung (nicht gezeigt) vollständig durch die Gleitvorrichtung **14** erstreckt, oder so, dass er sich nur teilweise durch die Gleitvorrichtung **14** erstreckt und daher von einer labialen Seite **108** der Gleitvorrichtung **14** nicht sichtbar ist (beispielsweise ein Blindschlitz), wie in den **Fig. 3** und **Fig. 5** gezeigt. Eine derartige Blindschlitz-Konfiguration reduziert die Stellen auf der labialen Seite des Brackets **10**, an denen sich Nahrung oder anderes Material aus der Mundhöhle sammeln könnte, wodurch die Hygiene grundsätzlich verbessert wird. In einer Ausführungsform hat der Halteschlitz **80** an einem okklusalen Ende **112** des Schlitzes **80** einen vergrößerten Abschnitt **110**, der mit einem geraden Segmentabschnitt **114**, der ein geschlossenes gingivales Ende **116** aufweist, in Verbindung steht. Der vergrößerte Abschnitt **110** kann, wie gezeigt, kreisförmig sein oder eine andere geeignete Form aufweisen. Die Querabmessung des kreisförmigen Abschnitts **110** ist größer als die Querabmessung des geraden Segmentabschnitts **114**, um am dazwischenliegenden Übergang ein Paar von gegenüberliegenden Vorsprüngen **118** zu definieren.

[0064] Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** mit dem Bracketkörper **12** gekoppelt ist, wird der Federstift **78** in dem Halteschlitz **80** aufgenommen, der sich relativ zu dem Federstift **78** bewegt, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** zwischen der Öffnungsstellung und der Schließstellung bewegt wird. Die Federstift-/Halteschlitz-Ausgestaltung gewährleistet zumindest in der Schließstellung die Sicherung der ligierenden Gleitvorrichtung **14**. Zu diesem Zweck ermöglicht der Schlitz **84** in dem Federstift **78**, dass der Federstift **78** im Wesentlichen radial gebogen oder elastisch verformt wird. Somit kann der Federstift **78** sich abhängig von der Radialkraft, die auf ihn aufgebracht wird, radial aufweiten und zusammenziehen. Zu diesem Zweck ermöglicht der Schlitz **84** in dem Federstift **78**, dass zumindest der Schlitzabschnitt relativ zu seiner Mittelachse **69** im Wesentlichen radial gebogen oder elastisch verformt wird. Wie hier verwendet, umfasst "radial gebogen" nicht nur gleichförmige Radialveränderungen, sondern umfasst auch ungleichförmige oder teilweise Radialveränderungen, wie sie beispielsweise beim Zusammendrücken eines elastischen C-Clips auftreten. Mit anderen Worten, zumindest ein Teil des Federstifts **78** hat einen ersten effektiven Durchmesser oder Krümmungsradius (wie etwa in einem nicht vorgespannten Zustand), ist jedoch biegsam, wie etwa durch Zusammendrücken des Federstifts **78**, so dass er einen zweiten effektiven Durchmesser oder Krümmungsradius aufweist, der kleiner ist als der erste effektive Durchmesser oder Krümmungsradius. Obwohl der Schlitz **84** in dem Federstift **78** eine radiale Kontraktion/Expansion ermöglicht, kann eine solche Bewegung auch auf andere Weise erreicht werden.

[0065] Im Betrieb ist der Federstift **78** in dem vergrößerten Abschnitt **110** des Halteschlitzes **80** angeordnet, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist (**Fig. 2**), und kann sich radial aufweiten, so dass der Federstift **78** in die Wand des erweiterten Abschnitts **110** eingreift. Der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet wird erkennen, dass der Federstift **78** nicht mit der Wand des erweiterten Abschnitts **110** in Eingriff stehen muss, im radial aufgeweiteten Zustand jedoch mindestens eine Querabmessung (beispielsweise Durchmesser) haben muss, die größer ist als die Querabmessung des geraden Segmentabschnitts **114**. Derart in dem vergrößerten Abschnitt **110** angeordnet, stellen die Vorsprünge **118** einen Schwellenwert des Widerstands bereit gegen jede Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** von der Schließstellung weg und zu der Öffnungsstellung hin. Wenn jedoch eine ausreichend große Öffnungskraft, beispielsweise in okklusaler Richtung, auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebracht wird, bewirkt die Wechselwirkung zwischen dem Halteschlitz **80** und dem Federstift **78**, dass der Stift **78** sich radial zusammenzieht (aufgrund des von dem Schlitz **80** erzwungenen Zusammendrückens), so dass der Federstift **78** sich an den Vorsprüngen **118** vorbei und in den geraden Segmentabschnitt **114** des Halteschlitzes **80** hinein bewegt.

[0066] Sobald er in dem geraden Segmentabschnitt **114** angeordnet ist, drückt der Federstift **78** gegen dessen Seiten, so dass, um den Widerstand zu überwinden und um die ligierende Gleitvorrichtung **14** relativ zu dem Bracketkörper **12** zu bewegen während der Federstift **78** den geraden Segmentabschnitt **114** durchquert, eine Schwellen-Verschiebekraft aufgebracht werden muss, die kleiner und möglicherweise wesentlich kleiner ist als die Öffnungskraft. Einmal geöffnet, gleitet oder fällt die ligierende Gleitvorrichtung **14** demnach nicht einfach in Richtung der vollständig geöffneten Stellung, sondern muss gezielt zu der Öffnungsstellung bewegt werden. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** nur teilweise geöffnet ist, kann die Gleitvorrichtung **14** so konfiguriert sein, dass sie (beispielsweise aufgrund der Reibungskräfte zwischen dem Federstift **78** und der Gleitvorrichtung **14**) ihre Position relativ zu dem Bracketkörper **12** aufrechterhält, bis die Schwellen-Verschiebekraft aufgebracht wird, um die Bewegung der Gleitvorrichtung **14** in Richtung der Öffnungsstellung fortzusetzen. Eine derartige Ausführung reduziert die Wahrscheinlichkeit, dass die Gleitvorrichtung **14** – beispielsweise während einer kieferorthopädischen Behandlung – unbeabsichtigt geschlossen wird. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in Richtung der Schließstellung bewegt wird, federt oder schnellt der Federstift **78** – während der Federstift **78** in den vergrößerten Abschnitt **110** eindringt – in seine radial expandierte Position zurück, um die ligierende Gleitvorrichtung **14** wieder in der Schließstellung zu sichern.

[0067] Wie oben erwähnt, unterstützt der erhöhte Ansatz **54** den Federstift **78** während des Öffnens und Schließens der ligierenden Gleitvorrichtung **14**. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in Richtung der Öffnungsstellung bewegt wird, können hierbei beliebige Widerstandskräfte aufgrund des Kontakts des Federstifts **78** mit dem Halteschlitz **80** eine auf den Stift **78** wirkende Scherkraft erzeugen. Der erhöhte Ansatz **54** verringert die Wahrscheinlichkeit, dass der Stift **78** sich plastisch verformt oder bricht, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** sich an dem Stift **78** vorbeibewegt, da er den Längsabschnitt des Stifts **78**, der sich von der Fläche **40** aus erstreckt, abstützt. Ohne den erhöhten Ansatz **54** und wenn ein Längsabschnitt des Stifts **78** labial von der Stützfläche **40** absteht, erfährt der Stift **78** wahrscheinlicher eine Cantilever-Kraft oder ein Torquedrehmoment, die bzw. das ausreicht, den Stift **78** um den Rand der Bohrung **82** zu verbiegen oder zu zerbrechen, wenn die Gleitvorrichtung **14** sich in die eine oder andere Richtung bewegt.

[0068] Der Sicherungsmechanismus, einschließlich des Federstifts **78** und des Halteschlitzes **80**, ist vollständiger in der US 8 033 824 B2 offenbart. Zusätzlich können die anderen in diesem Patent offenbarten Sicherungsmechanismen ebenfalls für das ästhetische kieferorthopädische Bracket **10**, wie hier offenbart, verwendet werden. Somit ist der Sicherungsmechanismus nicht auf die in den Figuren gezeigte und oben beschriebene Federstift-/Halteschlitz-Ausgestaltung begrenzt.

[0069] Neben einer ausreichenden Sicherung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zumindest wenn diese in der Schließstellung ist, kann der Sicherungsmechanismus auch als Haltemechanismus wirken, der eine zufällige oder unbeabsichtigte Loslösung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** von dem Bracketkörper **12** während der Verwendung, wie etwa wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Öffnungsstellung ist, verhindert oder reduziert. Zu diesem Zweck kann der Längsabschnitt des Halteschlitzes **80** die gingival-okklusale Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** relativ zu dem Bracketkörper **12** begrenzen. Beispielsweise kann der Federstift **78** an dem gingivalen Ende **116** des Halteschlitzes **80** anliegen, wenn sich die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der vollständig geöffneten Stellung befindet. Weil das gingivale Ende **116** den Halteschlitz **80** schließt, wird eine Weiterbewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in eine okklusale Richtung relativ zum Bracketkörper **12** verhindert und die ligierende Gleitvorrichtung **14** kann nicht von dem Bracketkörper **12** getrennt oder abgelöst werden.

[0070] Auch in der vollständig geschlossenen Stellung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** ist der Federstift **78** in dem vergrößerten Abschnitt **110** an dem okklusalen Ende **112** des Halteschlitzes **80** angeordnet, der eine Weiterbewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in die gingivale Richtung relativ zum Bracketkörper **12** verhindern kann. Wie untenstehend ausführlicher erörtert, kann das kieferorthopädische Bracket **10** weitere Merkmale umfassen, die anstelle von oder zusätzlich zu dem Sicherungsmechanismus die Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in die gingivale Richtung relativ zu dem Bracketkörper **12** verhindern können.

[0071] In diesem Zusammenhang können Auslegungen, welche die gingivale Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** relativ zu dem Bracketkörper **12** nur mittels des Federstiftes **78** begrenzen oder stoppen, anfällig sein für einen vorzeitigen Ausfall des Sicherungsmechanismus. Bei diesen Auslegungen werden alle Kräfte, die auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebracht werden, wie beispielsweise beim Kauen, über den Federstift **78** auf den Bracketkörper **12** übertragen. Aufgrund des relativ kleinen Kontaktbereichs zwischen dem Federstift **78** und der ligierenden Gleitvorrichtung **14** können die über den Federstift **78** auf den Bracketkörper **12** übertragenen Kräfte ausreichen, um den Federstift **78** abzuscheren, einzukerben, oder auf andere Weise zu beschädigen. Wie im folgenden Text noch ausführlicher beschrieben, kann es daher wünschenswert sein, die gingivale Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** durch Anschlagflächen mit vergrößerten Kontaktbereichen zwischen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12** zu begrenzen. Der vergrößerte Kontaktbereich wird im Wesentlichen die auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebrachten Lasten über einen größeren Bereich des Bracketkörpers **12** verteilen. Eine solche Ausgestaltung wird den Risiken eines vorzeitigen Ausfalls des Sicherungsmechanismus vorbeugen oder diese vermindern. In diesem Zusammenhang können die Anschlagflächen reduzieren oder verhindern, dass der Federstift **78** auf das okklusale Ende **112** des Halteschlitzes **80** durchschlägt. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, bilden die Anschlagflächen Kontaktbereiche, die größer sind als ein scheinbarer Kontaktbereich zwischen dem Federstift **78** und dem Halteschlitz **80**, wenn die Anschlagflächen fehlen.

[0072] Zu diesem Zweck kann die gingivale Seite **72** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** dazu ausgelegt sein, mit einer ersten Kontakt- oder Anschlagfläche des Bracketkörpers **12** in Eingriff zu kommen, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist. In diesem Zusammenhang kann das kieferorthopädische Bracket **10**, wie in den **Fig. 6** und **Fig. 7** dargestellt, ein Überlauf-Merkmal umfassen, das als eine Aussparung **120** ausgestaltet ist, die an die Schlitzfläche **36** angrenzend in der labialen Seite **30** des Bracketkörpers **12** gebildet ist. Die Aussparung **120** bildet einen Absatz **122**, der sich oberhalb der Schlitzfläche **36** erstreckt und der dazu ausgelegt ist, mit der lingualen Seite **94** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in Eingriff zu kommen, oder an diese anzugrenzen, wenn die Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist. Derartiges gegen Überlauf bereitzustellen, lockert die annehmbaren Maßtoleranzen, um bei der Kopplung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** mit dem Bracketkörper **12**, den Drahtbogenschlitz **16** in der Schließstellung abzudecken.

[0073] Aussparung **120** definiert auch eine gingivale Wand **124**, welche die gingivale Seite **72** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung überragt, wie in **Fig. 6** dargestellt. Dieser Überstand verhindert oder mindert, dass Nahrung oder anderes Material in der Mundhöhle in Kontakt mit der gingivalen Seite **72** der Gleitvorrichtung **14** in Kontakt kommt und die Gleitvorrichtung **14** unbeabsichtigt in Richtung der Öffnungsstellung bewegt. Die gingivale Wand **124** der Aussparung **120** kann auch die erste Kontaktfläche bereitstellen. In dieser Hinsicht kann die gingivale Seite **72** der Gleitvorrichtung **14** dazu ausgelegt sein, mit der gingivalen Wand **124** der Aussparung **120** in Eingriff zu kommen, bevor der Federstift **78** auf das okklusale Ende **112** des Halteschlitzes **80** durchschlägt, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist. Der Kontakt zwischen der gingivalen Seite **72** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und der gingivalen Wand **124** des Bracketkörpers **12** vergrößert den Bereich, über den auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebrachte Kräfte auf den Bracketkörper **12** übertragen werden. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, kann, wie in **Fig. 6** dargestellt, ein Abschnitt des Halteschlitzes **80** zu dem Drahtbogenschlitz **16** offenliegen.

[0074] Wie in den Figuren dargestellt, kann das kieferorthopädische Bracket **10** eine Werkzeugaufnahme **126** umfassen, die mit einem Werkzeug (nicht dargestellt) zur Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** aus der Schließstellung weg und zu der Öffnungsstellung hin zusammenwirkt. Wie aus den **Fig. 4**, **Fig. 6** und **Fig. 7** hervorgeht, umfasst die labiale Seite **30** des Bracketkörpers **12** die Werkzeugaufnahme **126**, die eine gingivale Wand **128**, eine mesiale Wand **130**, eine distale Wand **132** und eine labiale Wand **134** definiert. Die Aufnahme **126** ist jedoch entlang ihres okklusalen Endes offen, so dass sie zumindest für einen Abschnitt der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zugänglich ist. Beispielsweise kann die Werkzeugaufnahme **126** zu der gingivalen Seite **72** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** offen sein. Verschiedene Werkzeuge und Verfahren zur Verwendung der Werkzeugaufnahme **126** sind in der US-Patentanmeldung US 2009/0004618 ausführlicher offenbart. Wie in diesen Figuren dargestellt, verringert die Überschneidung der Werkzeugaufnahme **126** mit der Aussparung **120** den Bereich der ersten Kontaktfläche zwischen der gingivalen Seite **72** der ligierenden

Gleitvorrichtung **14** und der gingivalen Wand **124** der Aussparung **120**. Durch die in dem Bracketkörper **12** ausgebildete Werkzeugaufnahme **126** können Streifen entlang der okklusalen Kanten der mesialen, distalen und labialen Wände **130**, **132**, beziehungsweise **134** die erste Kontaktfläche bilden.

[0075] Das kieferorthopädische Bracket **10** kann ferner eine zweite Kontakt- oder Anschlagfläche zwischen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12** umfassen, welche die gingivale Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** relativ zum dem Bracketkörper **12** begrenzt oder stoppt. Die zweite Kontaktfläche kann allein oder in Verbindung mit der ersten Kontaktfläche wie oben beschrieben wirken. In diesem Zusammenhang und wie in den **Fig. 6** und **Fig. 7** dargestellt, kann die Kontaktfläche **106** des Laschenelements **104** dazu ausgelegt sein, mit dem Bracketkörper **12** in Eingriff zu kommen, bevor der Federstift **78** auf das okklusale Ende **112** des Halteschlitzes **80** durchschlägt, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist. Insbesondere kann die okklusale Seite **22** des Bracketkörpers **12** die zweite Kontaktfläche bereitstellen. Zu diesem Zweck umfasst die Kontaktfläche **106** des Laschenelements **104** einen ersten Eingriffsabschnitt **136** und einen zweiten Eingriffsabschnitt **138**, die mit einem ersten Eingriffsabschnitt **140** beziehungsweise mit einem zweiten Eingriffsabschnitt **142** des Bracketkörpers **12** in Eingriff kommen. Der Kontakt zwischen dem Laschenelement **104** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12** vergrößert den Bereich, über den auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebrachte Kräfte auf den Bracketkörper **12** übertragen werden. Auf diese Weise kann die Wahrscheinlichkeit eines vorzeitigen Ausfalls des Sicherungsmechanismus verringert werden.

[0076] Die Beziehung zwischen dem Laschenelement **104** und dem Bracketkörper **12** kann weitere Vorteile haben. Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, ist beispielsweise das Laschenelement **104** in der Ausnehmung **60** in der Stützfläche **40** angeordnet und füllt zumindest teilweise einen an die okklusale Seite **22** des Bracketkörpers **12** angrenzenden Hohlraum zwischen den Führungselementen **42**, **44**. Das Ausfüllen eines solchen Hohlraums mit dem Laschenelement **104** reduziert die Stellen, an denen sich Plaque und/oder Nahrungsablagerungen bilden können. Wie in den **Fig. 6** und **Fig. 7** dargestellt, können außerdem die zweiten Eingriffsabschnitte **138**, **142** relativ zu den ersten Eingriffsabschnitten **136**, **140** abgewinkelt oder abgeschrägt sein. Die abgeschrägte Ausgestaltung an der ligierenden Gleitvorrichtung **14** ermöglicht eine erhöhte Wanddicke in Abschnitten der Gleitvorrichtung **14**. Beispielsweise kann, wie in **Fig. 6** dargestellt, die Dicke t_1 der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in einer gingival-okklusalen Richtung und die Dicke t_2 der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in der labial-lingualen Richtung verglichen mit herkömmlichen nicht-abgeschrägten Ausgestaltungen erhöht werden. Die erhöhten Dicken verleihen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zusätzliche Festigkeit und Steifigkeit.

[0077] Zusätzlich zu den verschiedenen oben beschriebenen Merkmalen kann das kieferorthopädische Bracket **10** mehrere weitere Merkmale aufweisen, die Vorteile für die Gestaltung des Brackets und/oder für die Implementierung des Brackets während der kieferorthopädischen Behandlung bieten. Ein Merkmal richtet sich beispielsweise auf die Stellung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** relativ zu dem Bracketkörper **12** und insbesondere relativ zu dem Drahtbogenschlitz **16**. In dieser Hinsicht haben herkömmliche selbstligierende Brackets typischerweise Bracketkörper, die einen Drahtbogenschlitz bilden und den Drahtbogen auf allen Seiten außer einer begrenzen. Die unbegrenzte Seite des Drahtbogenschlitzes wird dann durch das bewegbare Verschlusselement verschlossen. Ein wesentlicher Teil, wenn nicht das ganze Verschlusselement ist in der Regel auf der labialen Seite des Drahtbogenschlitzes angeordnet und infolgedessen muss der Bracketkörper eine Struktur umfassen, die sich labial des Drahtbogenschlitzes erstreckt, um das Verschlusselement aufzunehmen, etwa während der Bewegung zwischen der Öffnungsstellung und der Schließstellung. Als Folge davon ist die labial-linguale Breite des selbstligierenden kieferorthopädischen Brackets im Allgemeinen relativ groß. Die erhöhte labial-linguale Breite macht die Klammern nicht nur eher wahrnehmbar und somit weniger ästhetisch ansprechend, sondern kann dem Patienten auch weniger Komfort bieten. Zusätzlich erhöhen relativ große labial-linguale Breiten das Auftreten von Bindungsausfall beispielsweise aufgrund von Kaukräften.

[0078] Angesichts derartiger Unzulänglichkeiten von herkömmlichen selbstligierenden Brackets ist das kieferorthopädische Bracket **10** ausgelegt, eine Selbstligierungs-Merkmal mit einer Abnahme der labial-lingualen Breite bereitzustellen, wodurch die Ästhetik und der Komfort für den Patienten verbessert werden. In diesem Zusammenhang wurde die ligierende Gleitvorrichtung **14** innerhalb des Bracketkörpers **12** verglichen mit herkömmlichen selbstligierenden Brackets nach lingual verlegt. Wie in **Fig. 8** dargestellt, ist die Stützfläche **40**, welche die Gleitführungsbahn **46** definiert (**Fig. 4**) somit nicht mehr labial des Drahtbogenschlitzes **16**, sondern umfasst einen Abschnitt, der nun lingual einer labialen Kante **143** des Drahtbogenschlitzes **16** angeordnet ist. In einer Ausführungsform schneidet die Gleitführungsbahn **46** die Schlitzfläche **38** an einer Zwischenposition, wie in **Fig. 8** dargestellt, (d. h., zwischen Basisfläche **34** und labialer Kante **143**). Alternativ kann die Gleitführungsbahn **46** jedoch durch eine dazwischenliegende Wand teilweise gegenüber dem Drahtbogenschlitz **16**

abgeschlossen sein (dargestellt in **Fig. 16** und nachstehend beschrieben), aber immer noch lingual der labialen Kante **143** des Drahtbogenschlitzes **16** angeordnet sein.

[0079] Die Gleitführungsbahn **46** innerhalb des Bracketkörpers **12** nach lingual zu verlegen, führt zu mehreren Gestaltungsmerkmalen in der ligierenden Gleitvorrichtung **14**, um einer derartigen Verlegung Rechnung zu tragen. Wie in den **Fig. 2** und **Fig. 9** dargestellt, umfasst die ligierende Gleitvorrichtung **14** einen Bracketeingeiffsabschnitt **144**, der dem Bracketkörper **12** gegenüber angeordnet ist, und einen Schlitzabdeckungsabschnitt **146**, der in der Schließstellung dem Drahtbogenschlitz **16** gegenüber angeordnet ist. Der Übergang zwischen den beiden Abschnitten liegt nahe den Plattformflächen **74**, **76**. Wie aus **Fig. 9** ersichtlich, enden der mesiale Abschnitt **62** und der distale Abschnitt **64** zur Bildung der Plattformoberflächen **74**, **76** (**Fig. 3** und **Fig. 5**) kurz vor der gingivalen Seite **72**, und zusätzlich ist die linguale Seite **94a** des Schlitzabdeckungsabschnitts **146** gegenüber der lingualen Seite **94b** des Bracketeingeiffsabschnitts **144** beispielsweise in einer im Wesentlichen labialen Richtung versetzt. Der Versatz, allgemein bei **148** gezeigt, sorgt für die Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** entlang der Gleitführungsbahn **46**, die im Bracketkörper **12** lingual verschoben wurde, und ermöglicht, dass der Schlitzabdeckungsabschnitt **146** den Drahtbogenschlitz **16** so abdeckt, dass er den Bogendraht **18** nicht beeinträchtigt, was ohne den Versatz **148** der Fall sein könnte. Weiterhin ist die zwischen der lingualen Seite **94a** des Schlitzabdeckungsabschnitts **146** und den Plattformoberflächen **74**, **76** ausgebildete Ecke **149** nicht spitz, sondern gekrümmt oder abgerundet, um die Spannungskonzentrationen auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** an der Ecke **149** zu verringern. Beispielsweise kann die Ecke **149** einen Krümmungsradius von größer als etwa 0,003 Zoll (0,0762 mm) aufweisen.

[0080] In der gezeigten besonderen Ausführungsform ist in der Schließstellung die ligierende Gleitvorrichtung **14** dem Drahtbogen **18** zugewandt und begrenzt diesen in der im Wesentlichen labialen Richtung (beispielsweise eine Seite des Drahtbogens **18**, wie in **Fig. 6** gezeigt). Zusätzlich und infolge der lingualen Verschiebung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** innerhalb des Bracketkörpers **12**, sind die Plattformoberflächen **74**, **76** ebenfalls dem Drahtbogen **18** gegenüberliegend angeordnet und können den Drahtbogen ebenfalls begrenzen, indem sie einen Teil der Schlitzfläche **38** (z. B. eine zweite Seite des Drahtbogens **18**, wie in **Fig. 8** dargestellt) bilden. Hierbei können die Plattformoberflächen **74**, **76** bündig mit der Schlitzfläche **38** eingerichtet oder leicht unterhalb (z. B. nach okklusal beabstandet von) der Schlitzfläche **38** angeordnet sein. Die Plattformoberflächen **74**, **76** leicht unterhalb der Schlitzfläche **38** anzuordnen, kann den Reibungseingriff zwischen dem Bogendraht **18** und dem Drahtbogenschlitz **16** verringern.

[0081] Die ligierende Gleitvorrichtung **14** innerhalb des Bracketkörpers **12** des kieferorthopädischen Brackets **10** nach lingual zu verlegen, verringert die labial-linguale Breite des Brackets **10**. Die in dieser Richtung verringerte Breite verbessert die Ästhetik, indem die Brackets weniger wahrnehmbar gemacht werden, verbessert den Komfort der Brackets für den Patienten und kann das Auftreten von Bindungsausfall weiter reduzieren.

[0082] Die Funktionalität und die Verwendung des kieferorthopädischen Brackets **10** können durch die Einbeziehung zusätzlicher Merkmale auf der Verbindungsbasis **33** des Pads **32** verbessert werden. In dieser Hinsicht gibt es verschiedene Unzulänglichkeiten herkömmlicher Brackets bezüglich des Verbindens mit dem Zahn. Beispielsweise ist es nicht unüblich, dass überschüssiger Klebstoff, der verwendet wird, um das Bracket mit dem Zahn zu verbinden, über den Randbereich der Verbindungsbasis des Brackets austritt, wodurch eine Überwachung und Reinigung erforderlich werden. Bei einigen Auslegungen von Brackets begrenzt das Bracket während des Verfestigungsvorganges den Klebstoff nicht auf relevante Bereiche und folglich sind eine Überwachung und Reinigung ebenfalls erforderlich. Bei vielen herkömmlichen Brackets ist darüber hinaus die Verbindungsbasis des Brackets eventuell nicht für das verhältnismäßig leichte Entfernen des Brackets von dem Zahn ausgestaltet. In diesem Zusammenhang weist das Bracket eventuell kein zweckmäßiges Merkmal auf, das mit einem Ablösungswerkzeug zum Entfernen des Brackets von dem Zahn zusammenwirkt. Ferner weisen einige Auslegungen keine Merkmale auf, welche die Verbindung zwischen Bracket und Zahn erleichtern, so dass eine zuverlässigere Verbindung zwischen diesen entsteht.

[0083] Die **Fig. 6**, **Fig. 7** und **Fig. 10** veranschaulichen die Verbindungsbasis **33** des kieferorthopädischen Brackets **10**, die dazu ausgelegt ist, diese und andere Unzulänglichkeiten von herkömmlichen Brackets zu beheben. In einem Aspekt umfasst die Verbindungsbasis **33** entlang mindestens eines Teils des Randbereichs **152** der Verbindungsbasis **33** eine sich nach lingual erstreckende Lippe **150**. In einer Ausführungsform erstreckt sich die Lippe **150** im Wesentlichen entlang des gesamten Randbereichs der Verbindungsbasis **33**. Wie in den **Fig. 6** und **Fig. 7** dargestellt, bildet die Lippe **150** die Seiteninnenwände **154** einer offenen Bohrung oder Vertiefung **156**. Verbindungs-Klebstoff ist dazu ausgelegt, innerhalb der Vertiefung **156** angeordnet zu werden, wenn das Bracket **10** mit dem Zahn zu verbinden ist. Die Seitenwände **154** begrenzen den Klebstoff und verhindern oder verringern die Wahrscheinlichkeit, dass der Klebstoff über den Rand **152** der Verbindungsbasis

33 entweicht. Dadurch entfallen der Zeitaufwand, die Kosten und die Belastung des Entfernens des Klebstoffs oder werden verringert.

[0084] Zusätzlich zur Eingrenzung des Verbindungs-Klebstoffs innerhalb des Randbereichs **152** der Verbindungsbasis **33** kann die Ausgestaltung der Lippe **150** weitere Vorteile bereitstellen. Beispielsweise kann, wie in **Fig. 11** dargestellt, die Ecke **158**, zwischen einer äußeren Seitenwand **160** der Verbindungsbasis **33** und der äußeren Seitenwand **162** (z. B. der okklusalen, gingivalen, mesialen und/oder der distalen Seite) des Pads **32** so konfiguriert sein, dass sie das Entfernen des kieferorthopädischen Brackets **10** von dem Zahn erleichtert. Hierbei wird die Ecke **158** abgerundet oder abgeschrägt, um entlang des Umfangs **152** der Verbindungsbasis **33** einen kleinen Spalt **164** zwischen dem Zahn und dem Bracket **10** bereitzustellen. In einer Ausführungsform ist die Ecke **158** beispielsweise mit einem Krümmungsradius zwischen etwa 0,005 Zoll (0,127 mm) und etwa 0,010 Zoll (0,254 mm) abgerundet. Der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet wird erkennen, dass der Krümmungsradius abhängig von der speziellen Applikation kleiner oder größer als dieser Bereich sein kann. Der Spalt **164** dient nicht nur als Rissauslöser während eines Ablösungsprozesses, sondern stellt auch einen Angriffspunkt für ein schematisch bei **166** dargestelltes Werkzeug dar, das während eines Ablösungsprozesses verwendet wird.

[0085] Zusätzlich zu dem oben Beschriebenen, kann die Aufnahme der Lippe **150** auf der Verbindungsbasis **33** dazu dienen, die Ablösefestigkeit des Brackets **10** von dem Zahn gezielt anzupassen. In diesem Zusammenhang kann die spezielle Lippengeometrie die Haftfestigkeit auf vorhersehbare Weise beeinflussen, so dass die Lippengeometrie speziell ausgestaltet werden kann, um eine gewünschte Ablösefestigkeit bereitzustellen. Insbesondere kann die Höhe der Lippe **150**, die Dicke der Lippe **150** und/oder die Ausgestaltung der inneren Seitenwand **154** (z. B. glatt, gewellt, gerillt etc.) die Ablösefestigkeit beeinträchtigen. Des Weiteren kann die Ausführung der Ecke **158** (z. B. Krümmungsradius) die Kraft, die ein Kieferorthopäde zum Entfernen des Brackets **10** von dem Zahn auf ein Werkzeug ausübt, beeinflussen.

[0086] Die Verbindungsbasis **33** kann außerdem zusätzliche Merkmale zum Verbessern der Bindung zwischen dem Bracket **10** und dem Zahn umfassen. In diesem Zusammenhang und wie aus **Fig. 10** ersichtlich, kann auf der Verbindungsbasis **33** eine Vielzahl von Zapfen oder Stiften **168** zur Verbesserung der Haftfestigkeit vorhanden sein. Die Stifte **168** vergrößern die Kontaktfläche zwischen dem Klebstoff und dem Bracket und erhöhen damit die Haftfestigkeit. Darüber hinaus können die Stifte **168** zusätzlich zur Erhöhung der Haftfestigkeit ausgelegt sein. Beispielsweise können die Stifte **168** an einem äußeren Ende abgeflacht oder verformt sein, um Hinterschneidungen (nicht dargestellt) zu erzeugen. Klebstoff füllt die Hinterschneidungen, um im Wesentlichen eine mechanische Verriegelung zwischen der Verbindungsbasis **33** und dem Klebstoff zu erzeugen.

[0087] In einer Ausführungsform können die Stifte **168** einstückig mit der Verbindungsbasis **33** ausgebildet sein. Das kieferorthopädische Bracket **10** kann beispielsweise, wie oben erörtert, unter Verwendung eines Keramikspritzgussverfahrens (CIM) aus einem Keramikmaterial gebildet werden. Eine Technik zur Bildung solcher Stifte **168** umfasst Laserformen der Verbindungsbasis **33** während des grünen oder braunen Zustands des CIM-Verfahrens. Eine beispielhafte Technik der Formgebung mittels Laser ist in den US-Veröffentlichungen Nr. 2006/0163774 und Nr. 2006/0166159 ausführlicher offenbart. Zusätzlich zur Bildung der Stifte **168** durch Laserbearbeitung der Verbindungsbasis **33** kann der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet andere Techniken zur Bildung der Stifte **168** erkennen.

[0088] Weitere Merkmale, zusätzlich zu den oder anstelle der Stifte **168** können aufgenommen werden, um die Bindungsstärke zwischen dem Bracket **10** und dem Zahn über einen geeigneten Klebstoff zu erhöhen. Solche Merkmale können die Bildung von Vorsprüngen, Ausnehmungen, Hinterschneidungen etc. in der Verbindungsbasis **33** umfassen. Eine anderen Technik umfasst beispielsweise das Kugelbasieren der Verbindungsbasis **33**. Kugelbasieren verwendet eine Monoschicht von kleinen, im Wesentlichen kugelförmigen Partikeln auf der Verbindungsbasis um wirksam Hinterschneidungen zu erzeugen. Wie ausführlicher in US-Patent Nr. 5,071,344 offenbart, wird durch Anwendung beispielsweise einer Bürst- oder Sprühtechnik eine Klebstoffschicht auf die Verbindungsbasis aufgebracht. Danach werden kleine, im allgemeinen kugelförmige Teilchen (gestrichelt in **Fig. 12** gezeigt) entweder auf die Verbindungsbasis **33** gestreut, oder das Bracket **10** wird in einen Stapel von Partikeln gestampft, so dass eine relativ dichte Monoschicht von Teilchen bereitgestellt wird. Zur Diffusionsverschweißung der Teilchen mit der Verbindungsbasis **33** wird das Bracket dann in einem Ofen erhitzt.

[0089] Wie in **Fig. 12** gezeigt, ist die Bohrung **82** zur Aufnahme des Federstifts **78** zur Verbindungsbasis **33** hin offen. Wie oben erwähnt, wird der Federstift **78** bei der Montage über diese Öffnung in die Bohrung **82** eingeführt. In Herstellungsprozessen werden die bindungsfördernden Merkmale auf der Verbindungsbasis **33** in der Regel vor dem Einsetzen des Federstifts **78** in die Bohrung **82** gebildet. Dementsprechend kann es wün-

schenswert sein, zu verhindern, dass Klebstoff und anderes Material, wie die in einer kugelbasierten Technik verwendeten Partikel, in die Bohrung **82** gelangt. In diesem Zusammenhang kann die Verbindungsbasis **33** um die Öffnung zur Bohrung **82** eine sich nach lingual erstreckende Lippe **170** umfassen. Die Lippe **170** kann beispielsweise entlang des Randes der Bohrung **82** oder um einen relativ geringen Betrag radial von dieser beabstandet angeordnet sein. Die Lippe **170** verhindert oder reduziert zumindest die Wahrscheinlichkeit, dass Klebstoff und/oder Partikel in die Bohrung **82** gelangen und das Einführen des Federstifts **78** in die Bohrung **82** dadurch vielleicht problematisch wird.

[0090] Bei noch einem weiteren Aspekt und wie in **Fig. 13** dargestellt, kann das kieferorthopädische Bracket **10** einen einzigen gingivalen Ligierflügel **172** und zwei okklusale Ligierflügel **182** umfassen, welche die Koppung des Brackets an andere benachbarte kieferorthopädische Vorrichtungen unter Verwendung von Ligaturen, elastischen Bändern oder anderen im Stand der Technik bekannten Verbindungselementen erleichtern. Im Vergleich zu dem herkömmlicheren Design mit zwei Ligierflügeln kann ein einziger Ligierflügel **172** wünschenswert sein, weil dieser weniger Oberfläche bietet, auf der Nahrung oder anderes Material in der Mundhöhle aufliegen kann. Infolgedessen kann die Zuverlässigkeit der Verbindung verbessert werden. Der Ligierflügel **172** kann zentral auf dem Bracketkörper **12** in mesial-distaler Richtung angeordnet sein. Dadurch können die mesiale Seite **174** und die distale Seite **176** des Flügels **172** eine geneigte bzw. ausgebogene Ausgestaltung haben und daher in einer sanften und stufenlosen Weise geneigt sein. Eine derartige Formgebung des Ligierflügels **172** erhöht den Komfort des kieferorthopädischen Brackets **10**.

[0091] Weiterhin in diesem Zusammenhang streben Hersteller von kieferorthopädischen Brackets ständig nach Verbesserungen von Bracket-Designs, die dem Patienten mehr Komfort bieten. Beispielsweise weisen viele herkömmliche kieferorthopädische Brackets labiale Seiten auf, die unregelmäßig oder unzusammenhängend sind. In einigen Situationen können diese Unregelmäßigkeiten dem Patienten Unbehagen verursachen, wenn beispielsweise weiches orales Gewebe wiederholt mit der labialen Fläche des Brackets in Eingriff kommt. Das kieferorthopädische Bracket **10** behebt derartige Unzulänglichkeiten, indem die Oberfläche des Brackets **10** glatt und durchgehend ausgebildet ist. Auf diese Weise können die Kanten oder Übergänge zwischen benachbarten Seiten des Brackets durch eine oder mehrere Krümmungen gekennzeichnet sein, die jeweils einen im Wesentlichen großen Krümmungsradius haben.

[0092] Beispielsweise können die allgemein bei **178** gezeigten Übergänge zwischen der labialen Seite **30** und der mesialen Seite **26** beziehungsweise der distalen Seite **28** allgemein bogenförmig sein und einen Krümmungsradius von zwischen etwa 0,015 Zoll (0,381 mm) und etwa 0,025 Zoll (0,635 mm) haben. Des Weiteren kann der Übergang **180** zwischen der labialen Seite **30** und der okklusalen Seite **22** ebenfalls einen Krümmungsradius in dem oben angegebenen Bereich aufweisen. Darüber hinaus können die Kanten der Ligierflügel **172** ebenfalls geglättet werden, indem dort ein relativ großer Krümmungsradius verwendet wird. Die sanften Übergänge zwischen benachbarten Seiten des Brackets führen zu einer Gesamtverbesserung des Komforts des kieferorthopädischen Brackets **10**.

[0093] Wie aus **Fig. 14** ersichtlich, besteht ein weiteres Merkmal darin, das kieferorthopädische Bracket **10** derart auszugestalten, dass die ligierende Gleitvorrichtung **14** sich entlang der Gleitführungsbahn **46** in einem Winkel α relativ zu der Basisfläche **34** des Drahtbogenschlitzes **16** bewegt. Diesbezüglich erstreckt sich die Führungsbahn **46** im Wesentlichen entlang einer Translationsebene **46a**, die relativ zu einer der Basisfläche **34** zugeordneten Basisebene **34a** spitzwinklig verläuft. Ein solches abgewinkeltes Merkmal wurde in U.S. Patent No. 7,267,545 für selbstligierende Molarenbrackets offenbart. In molaren Anwendungen, trägt die abgewinkelte Funktion dazu bei, den Kontakt zwischen dem Ligaturelement und dem umgebenden Zahnfleisch zu vermeiden. Wie in **Fig. 14** dargestellt, sorgt die abgewinkelte Art der Gleitführungsbahn **46** in dem kieferorthopädischen Bracket **10** für eine Vergrößerung der Wanddicke t_3 der okklusalen Ligierflügel **182** (einer dargestellt) relativ zu der traditionelleren parallelen Eingriffskonfiguration (als gestrichelte Linie **184** gezeigt). Dementsprechend wird die Festigkeit der okklusalen Ligierflügel **182** erhöht. Eine Abwinkelung der Gleitvorrichtung **14**, um eine Dickenvergrößerung der Ligierflügel zu erreichen, kann besonders in High-Torque-Brackets relevant sein. In Applikationen mit hohem Torque schafft die abgewinkelte Art der Gleitführungsbahn **46** auch eine Vergrößerung des Spielraums unterhalb des Ligierflügels **182**. Somit können verschiedene Verbindungselemente (z. B. Ligaturen, O-Ringe, elastische Ketten, etc.) sicherer mit dem Bracket **10** gekoppelt werden.

[0094] In **Fig. 15**, in der gleiche Bezugszeichen sich auf gleiche Merkmale in den **Fig. 1** bis **Fig. 14** beziehen, ist ein kieferorthopädisches Bracket **210** gemäß einer alternativen Ausführungsform dargestellt. Das kieferorthopädische Bracket **210** ist dem kieferorthopädischen Bracket **10** ähnlich und nur die Unterschiede werden im Detail erörtert. Einleitend ist anzumerken, dass das kieferorthopädische Bracket **210** wie dargestellt ebenfalls mit der Befestigung an einem Zahn im Oberkiefer als Bezugsrahmen ausgestaltet ist und beschrieben wird.

Wie oben erörtert, ist dem Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet jedoch klar, dass die Erfindung nicht darauf beschränkt ist. Bei vielen Anwendungen ist es wünschenswert, dass ein Dentalbracket einen Haken zur Kopplung mit einer benachbarten kieferorthopädischen Vorrichtung umfasst. Typischerweise ist der Haken ein separates Element, das dauerhaft an dem Bracketkörper befestigt ist. Alternativ kann der Haken eine Hilfsvorrichtung sein, die vorübergehend oder lösbar mit dem Bracketkörper gekoppelt ist. Dies kann beispielsweise durch die Verwendung eines in dem Bracketkörper ausgebildeten Hilfsschlitzes (z. B. Vertikalschlitz), der den Schaft eines Hakens (nicht gezeigt) aufnimmt, erreicht werden.

[0095] Wie in **Fig. 15** gezeigt, kann das kieferorthopädische Bracket **210** in einer Ausführungsform einen allgemein bei **212** gezeigten Haken aufweisen, der einstückig mit dem Bracketkörper **12** ausgebildet ist. Insbesondere kann der Haken **212** gegebenenfalls einen Schaft **214** aufweisen, der sich von dem Ligierflügel **172** im Wesentlichen in einer gingivalen Richtung erstreckt und in einem vergrößerten Kopfteil **216** endet. Durch das Merkmal der Kombination aus Ligierflügel und Haken behält das kieferorthopädische Bracket **210** beide dieser Möglichkeiten, jedoch in einer effizienteren Weise, durch welche separate Komponenten oder durch den Bracketkörper **12** gebildete Hilfsschlitzte erübrigt werden. Die Erfindung ist jedoch hierauf nicht beschränkt, da der Haken **212** abhängig von der spezifischen Anwendung und/oder den Wünschen des Kieferorthopäden an anderen Stellen als dem Ligierflügel **172** (nicht gezeigt) einstückig mit dem Bracketkörper **12** ausgebildet sein kann. Beispielsweise kann ein Haken **212** einstückig mit einem Bracketkörper, der keine Ligierflügel hat (z. B. Molarenbrackets), gebildet sein.

[0096] Die **Fig. 16** und **Fig. 17**, in denen gleiche Bezugszeichen sich auf gleiche Merkmale in den **Fig. 1** bis **Fig. 14** beziehen, veranschaulichen ein kieferorthopädisches Bracket **220** gemäß einer alternativen Ausführungsform. Das kieferorthopädische Bracket **220** ist dem kieferorthopädischen Bracket **10** ähnlich und nur die Unterschiede werden im Detail erörtert. Wie die Brackets **10** und **210**, ist das kieferorthopädische Bracket **220** ebenfalls anhand der Befestigung an einem Zahn im Oberkiefer als Bezugsrahmen ausgestaltet und beschrieben. Wie oben beschrieben, können Bracket-Designs, welche die Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** nach gingival bezogen auf den Bracketkörper **12** nur mit dem Stift **78** begrenzen oder stoppen, für einen vorzeitigen Ausfall anfällig sein, weil ein großer Teil der Last, die auf die ligierende Gleitvorrichtung **14** aufgebracht wird, vor allem durch den Stift **78** auf den Bracketkörper **12** übertragen wird. Aufgrund des relativ kleinen Kontaktbereichs zwischen dem Federstift **78** und der ligierenden Gleitvorrichtung **14**, kann das Ausmaß dieser Lasten ausreichend sein, um den Federstift **78**, die ligierende Gleitvorrichtung **14** und/oder den Bracketkörper **12** abzuscheren, einzukerben, oder auf andere Weise zu beschädigen. Durch Vergrößerung des Kontaktbereichs zwischen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12** werden die aufgebrachten Lasten über einen größeren Bereich verteilt. Mit anderen Worten werden die aufgebrachten Lasten von der Gleitvorrichtung **14** direkt auf den Körper **12** verteilt, anstatt über den Stift **78** auf den Körper **12** verteilt zu werden. Wie vorstehend unter Bezugnahme auf das kieferorthopädische Bracket **10** beschrieben, kann der Kontaktbereich durch den Kontakt der Lasche **104** mit der Aussparung **60** vergrößert werden. In anderen Ausführungsformen kann der Kontaktbereich zwischen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12** durch zusätzliche oder alternative Merkmale vergrößert werden.

[0097] Beispielsweise und unter Bezugnahme auf die in den **Fig. 16** und **Fig. 17** dargestellten Ausführungsbeispiele umfasst das kieferorthopädische Bracket **220** Zwischenwände **222**, **224**, die einstückig mit dem Bracketkörper **12** ausgebildet sind. Wie am besten aus **Fig. 17** ersichtlich ist, trägt die Stützfläche **40** die Zwischenwände **222**, **224**, die angrenzend an die Führungen **42**, **44** auf der mesialen Seite und distalen Seite **26**, **28** der Fläche **40** angeordnet sind. Daher verschließen die Zwischenwände **222**, **224** teilweise die mesiale und distale Seite der Gleitführungsbahn **46** nahe dem Drahtbogenschlitz **16**. Insbesondere steht in der gezeigten Ausführung die mesiale Zwischenwand **222** von dem ersten Schenkel **42a** der Führung **42** nach distal ab, und die distale Zwischenwand **224** steht von dem ersten Schenkel **44a** der Führung **44** nach mesial ab. Somit bilden die Zwischenwände **222**, **224** Kontakt- oder Anschlagflächen in der Gleitführungsbahn **46**. Wie die oben beschriebenen Anschlagflächen begrenzen die Anschlagflächen die Bewegung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** in der gingivalen Richtung und vergrößern den Kontaktbereich zwischen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und dem Bracketkörper **12**, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist (wie in **Fig. 16** gezeigt). Insbesondere bilden die jeweiligen Zwischenwände **222**, **224** Kontaktflächen oder Schultern **226**, **228** auf der mesialen und distalen Seite **26**, **28** der Gleitführungsbahn **46**. Wie nachstehend beschrieben, liegen die Schultern **226**, **228** an einem Abschnitt der ligierenden Gleitvorrichtung **14** an. Weiterhin können diese Kontaktflächen für sich allein oder in Verbindung mit jeder beliebigen der Kontaktflächen, wie weiter oben oder im Folgenden dargelegt, auf die Gleitvorrichtung **14** wirkende Lasten an den Bracketkörper **12** zu verteilen.

[0098] Hinsichtlich der Verteilung von Lasten, die durch den Drahtbogen einwirken, und mit Bezugnahme auf **Fig. 17**, erstrecken sich die Zwischenwände **222**, **224** von der Stützfläche **40** zu dem zweiten Schenkel

42b, 44b der jeweiligen Führung **42, 44** oder, anders ausgedrückt, die Zwischenwände **222, 224** bilden Seitenfalten, welche Lasten, die durch den Bogendraht auf die Führungen **42, 44** einwirken, auf den Körper **12** verteilen. Insbesondere verringern die Seitenfalten den von den Ansätzen jeder Führung **42, 44** erfahrenen Torque. Diese Ausgestaltung erhöht die Festigkeit und Steifigkeit der jeweiligen Führung **42, 44**. Auch wenn die Zwischenwände **222, 224** als über die volle mesial-distale Breite des jeweiligen zweiten Schenkels **42b, 44b** verlaufend dargestellt werden, müssen die Wände **222, 224** sich nicht über die volle mesial-distale Breite der Führungen **42, 44** erstrecken und übertragen dennoch Lasten zwischen der Gleitvorrichtung **14** und dem Körper **12**. Beispielsweise, kann die mesiale Zwischenwand **222** von dem ersten Schenkel **42a** der mesialen Führung **42** bis zu einer Distanz nach distal abstehen, die geringer ist als der volle distale Überstand des zweiten Schenkels **42b** der Führung **42**. Ebenso kann die distale Zwischenwand **224** weniger weit als die volle mesial-distale Distanz des zweiten Schenkels **44b** der Führung **44** abstehen.

[0099] Bei einer Ausführungsform, wie in **Fig. 17** dargestellt, sind die Zwischenwände **222, 224** zu dem Drahtbogenschlitz **16** benachbart oder bilden einen Abschnitt desselben und bilden insbesondere einen Abschnitt der Schlitzfläche **38**. Die Zwischenwände **222, 224** können jedoch okklusal des Drahtbogenschlitzes **16** angeordnet sein. Hierbei können die Zwischenwände **222, 224** so gestaltet sein, dass sie mit der Schlitzfläche **38** bündig sind, oder dass sie okklusal von der Schlitzfläche **38** beabstandet sind.

[0100] Infolgedessen und wie in **Fig. 17** dargestellt, können die Zwischenwände **222, 224** Merkmale, die in den Brackets **10** und **210** zu finden sind, ergänzen oder ersetzen. Zum Beispiel kann der erhöhte Absatz **54** (beispielsweise in **Fig. 4** gezeigt) nicht vorhanden sein. Der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet wird jedoch bemerken, dass der Bracketkörper **12** sowohl mit den Zwischenwänden **222, 224**, als auch mit dem erhöhten Absatz **54** ausgebildet sein kann. In dieser Ausführungsform, d. h. ohne den Absatz **54**, kann die Gleitführungsbahn **46** anstelle der beiden durch den Absatz **54** getrennten Nuten **56, 58** eine einzige Nut **230** aufweisen. Die ligierende Gleitvorrichtung **14** kann dann, wie nachstehend beschrieben, zu der einzigen Nut **230** komplementäre Merkmale aufweisen.

[0101] Analog zu der Abwesenheit des erhöhten Absatzes **54**, kann die Aussparung **60**, die ebenfalls oben beschrieben und in **Fig. 4** dargestellt ist, nicht vorhanden sein. Wie in **Fig. 4** gezeigt, bildet die Aussparung **60** eine Anschlagfläche in dem Bracketkörper **12**. Die Aussparung **60** wirkt mit dem Laschenelement **104** zusammen auf die beispielsweise in **Fig. 5** gezeigte ligierende Gleitvorrichtung **14** ein. Wenn der Körper **12** jedoch die Zwischenwände **222, 224** umfasst, kann, wie in **Fig. 17** gezeigt, der Bracketkörper **12** die Aussparung **60** eventuell nicht umfassen, da die Zwischenwände **222, 224** zumindest teilweise Anschlagflächen bereitstellen. Folglich kann die ligierende Gleitvorrichtung **14** die Lasche **104** eventuell nicht enthalten, wie im folgenden Text noch ausführlicher beschrieben wird.

[0102] Wie aus **Fig. 18** hervorgeht, wird in einer Ausführungsform die Bohrung **82** von dem Drahtbogenschlitz **16** wegbewegt durch Längen des Körpers **12** um etwa 0,010 Zoll (dargestellt beispielsweise durch den Abstand zwischen der gestrichelten Linie oder Pad **32'** des Brackets **10** und Pad **32** des Brackets **220**) und Bereitstellen der sich verjüngenden Seiten **230, 232** auf der okklusalen Seite **22** im Vergleich zu der okklusalen Seite **22'** für den Körper **12** des Brackets **10**. Insbesondere wird die Bohrung **82** des Brackets **220** von dem Drahtbogenschlitz **16** nach okklusal weg bewegt. Die entsprechende Bohrung des Brackets **10** von **Fig. 1** ist mit **82'** aufgeführt. In ähnlicher Weise werden die relativen Positionen der okklusalen Seite des Brackets **10** und des Brackets **220** durch Vergleichen der okklusalen Seiten **22** bzw. **22'** veranschaulicht. Zusätzlich hat der Bracketkörper **12** in Abwesenheit des Ausschnitts **60** einen einzigen okklusalen Ligierflügel **234** anstelle des mesialen und des distalen okklusalen Ligierflügels **182**, die durch die Aussparung **60** beabstandet sind. Der einzige okklusale Ligierflügel **234** kann sich nahezu über die gesamte Breite des Bracketkörpers **12** erstrecken. Diese Ausgestaltung kann das Anbringen von Verbindungselementen (nicht dargestellt) in diesem erleichtern, die Festigkeit des Körpers **12** erhöhen, sowie die Stellen verringern, an denen sich Plaque und/oder Nahrungsablagerungen bilden können.

[0103] Analog zu der in den **Fig. 1** und **Fig. 2** dargestellten ligierenden Gleitvorrichtung **14**, umfasst die in den **Fig. 16, Fig. 17** und **Fig. 19** dargestellte ligierende Gleitvorrichtung **14** mesiale und distale Abschnitte **62, 64**, die sich nicht über die volle gingival-okklusalen Ausdehnung der ligierenden Gleitvorrichtung **14** erstrecken. Wie aus **Fig. 19** hervorgeht, bilden der mesiale und der distale Abschnitt **62, 64** die Schultern **236, 238**, die dazu ausgelegt sind, mit dem Bracketkörper **12** in Eingriff zu kommen, bevor der Federstift **78** auf das okklusale Ende **112** des Halteschlitzes **80** durchschlägt. Insbesondere liegen die Schultern **236, 238** des mesialen Abschnitts **62** und des distalen Abschnitts **64** an einem Abschnitt der Zwischenwände **222, 224**, wie etwa den Schultern **226, 228** an, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in die Schließstellung bewegt wird.

[0104] Zu diesem Zweck umfassen die Schultern bzw. Kontaktflächen **236, 238** des mesialen Abschnitts **62** und des distalen Abschnitts **64** einen distalen Eingriffsabschnitt **240** und einen mesialen Eingriffsabschnitt **242**, die jeweils mit Eingriffsabschnitten des Körpers **12**, und insbesondere mit Abschnitten der Wände **222, 224** wie den Schultern **226, 228** in Eingriff kommen. Wie oben ausgeführt und wie aus **Fig. 17** hervorgeht, erhöht der Flächenkontakt zwischen den Eingriffsabschnitten der ligierenden Gleitvorrichtung **14** und den Eingriffsabschnitten des Bracketkörpers **12** den Kontaktbereich zwischen dem Körper **12** und der Gleitvorrichtung **14**, wodurch mehr Last zwischen der Gleitvorrichtung **14** und dem Körper **12** direkt verteilt wird.

[0105] Während kein Teil des mesialen Abschnitts **62** oder des distalen Abschnitts **64** sich über Zwischenwände **222, 224** hinaus erstrecken oder einen Teil der Schlitzfläche **38** bilden kann (wie aus **Fig. 16** ersichtlich), kann ein Teil des mesialen und/oder des distalen Abschnitts **62, 64** ähnlich den oben beschriebenen und in den **Fig. 2** und **Fig. 5** dargestellten Plattformoberflächen **74, 76** zu der Schlitzfläche **38** benachbart sein oder einen Teil derselben bilden. Wenn die Zwischenwände **222, 224** sich entlang nur eines Teils der mesial-distalen Ausdehnung der Führungen **42, 44** erstrecken, können beispielsweise Teilplattformoberflächen (nicht dargestellt) vorhanden sein. Diese Ausgestaltung würde zu einer Kombination aus der mit den beiden Schultern **234, 236** versehenen ligierenden Gleitvorrichtung und den Plattformflächen **74, 76** (in **Fig. 5** gezeigt) führen.

[0106] Unter Bezugnahme auf die in den **Fig. 19** und **Fig. 19A** dargestellte ligierende Gleitvorrichtung **14** weist die ligierende Gleitvorrichtung **14** eine im Wesentlichen ebene linguale Seite **94b** auf, die verschiebbar mit der oben beschriebenen einzigen Nut **230** zusammenwirkt. Insbesondere, wenn der erhöhte Absatz **54** nicht vorhanden ist, enthält die ligierende Gleitvorrichtung **14** nicht die beispielsweise in **Fig. 5** dargestellte Vertiefung **96**. Mit anderen Worten, der Halteschlitz **80** kann unmittelbar in den lingualen Seiten **94a 94b** gebildet sein, anstatt in der Vertiefung **96**.

[0107] Darüber hinaus und unter Bezugnahme auf die **Fig. 18, Fig. 19** und **Fig. 19A**, kann, wie oben beschrieben, der Halteschlitz **80** ebenfalls näher an der okklusalen Seite der ligierenden Gleitvorrichtung **14** ausgebildet sein, wenn die Bohrung **82** näher an die okklusale Seite **22** des Körpers **12** verschoben wird. Anstatt den Halteschlitz **80**, wie in **Fig. 6** gezeigt, in dem Schlitzabdeckungsabschnitt **146** auszubilden, ist der Halteschlitz **80** vorteilhafter Weise vollständig im Bracketeingriffsabschnitt **144** gebildet. Bei einer Ausführungsform ist das gingivale Ende **116** des Halteschlitzes **80** okklusal der Ecke **149** angeordnet. Dementsprechend überschneiden sich mesial-distale Querschnitte durch den Schlitzabdeckungsabschnitt **146** entlang von im Wesentlichen in Richtung lingual-labial ausgerichteten Ebenen nicht mit dem Halteschlitz **80**. Den Halteschlitz **80** von dem Schlitzabdeckungsabschnitt **146** entfernt zu positionieren kann aufgrund des Materialgewinns in diesem Teil der Gleitvorrichtung **14** die Lasttragfähigkeit oder Festigkeit der Gleitvorrichtung **14** verbessern. Den Halteschlitz **80** in den Bracketeingriffsabschnitt **144** zu verlegen, hat darüber hinaus zusätzliche Vorteile. In diesem Zusammenhang beispielsweise auf **Fig. 20** Bezug nehmend ist der Halteschlitz **80** nicht zu dem Drahtbogenschlitz **16** offenliegend, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist.

[0108] Im weiteren Hinblick auf die in den **Fig. 19** und **Fig. 19A** gezeigte beispielhafte ligierende Gleitvorrichtung **14**, ist in dem zentralen Abschnitt **66** der ligierenden Gleitvorrichtung **14** eine zentrale Plattformoberfläche **244** gebildet. In Abwesenheit des erhöhten Absatzes **54** und der Vertiefung **96**, die in **Fig. 4** beziehungsweise **Fig. 5** dargestellt sind, kann die zentrale Plattformoberfläche **244** eine Oberfläche umfassen, die in Richtung nach gingival zeigt und zwischen der Ecke **149** und der lingualen Seite **94b** ausgebildet sein kann. Wie aus **Fig. 20** hervorgeht, kann, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, die zentrale Plattformoberfläche **244** an den Drahtbogenschlitz **16** angrenzen und insbesondere einen Abschnitt der Schlitzfläche **38** bilden.

[0109] In einem weiteren Ausführungsbeispiel und unter Bezugnahme auf die **Fig. 21** und **Fig. 22**, in denen gleiche Bezugszeichen sich auf gleiche Merkmale in den **Fig. 1** bis **Fig. 14** beziehen, umfasst ein kieferorthopädisches Bracket **250** den Bracketkörper **12** mit einer Brücke **252**, die gegenüberliegende Ansätze oder Führungen **42, 44** verbindet. Wie die Brackets **10, 210** und **220** ist das Bracket **250** ebenfalls anhand eines Bezugsrahmens der Befestigung an einem Zahn im Oberkiefer ausgestaltet und beschrieben. Wie am besten in **Fig. 22** gezeigt, verbindet in einer Ausführungsform die Brücke **252** die gegenüberliegenden Führungen **42, 44** derart, dass die Stützfläche **40**, die Führungen **42, 44** und die Brücke **252** zusammen eine D-förmige Führungsbahn **254** zum Abstützen und Führen der ligierenden Gleitvorrichtung **14** zwischen einer Öffnungs- und einer Schließposition bilden. Dadurch, dass er sich zwischen gegenüberliegenden mesialen und distalen Abschnitten des Körpers **12** labial der Gleitführungsbahn **46** erstreckt, können die Steifigkeit und/oder die Festigkeit des Körpers **12** allgemein verbessert werden. Weiterhin kann die Brücke **252** zumindest einen Teil des Bracketeingriffsabschnitts **144** der Gleitvorrichtung **14** einschließen oder einkapseln und dementsprechend ei-

nen Teil dieser Seite (d. h. der labialen Seite **108**) der ligierenden Gleitvorrichtung **14** von der Wangenschleimhaut trennen.

[0110] Nicht nur ist die linguale Seite **108** des Bracketeingriffsabschnitts **144** von Wangenschleimhautflächen getrennt, die linguale Seite **108** des Schlitzeingriffsabschnitts **146** ist ebenfalls von der Wangenschleimhaut getrennt. Als Beispiel und Bezug nehmend auf **Fig. 23**, kann, wenn die Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, die labiale Seite **108** des Gleitvorrichtungseingriffsabschnitts **146**, lingual der labialen Seite **30** des Körpers **12** (beispielsweise näher an dem Pad **32**) angeordnet sein. Die relative Positionsdifferenz zwischen den beiden Seiten (**30** und **108**) erzeugt einen Überstand **256**. Der Überstand **256** kann auch den Kontakt zwischen der labialen Seite **108** des Schlitzabdeckungsabschnitts **146** und der Wangenschleimhaut, oder Nahrung, welche die ligierende Gleitvorrichtung **14** tendenziell in Richtung der Öffnungsstellung zwingen würde, verhindern oder verringern.

[0111] Wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist, schieben beispielsweise Lasten, die tendenziell einen Drahtbogen (nicht dargestellt) aus dem Drahtbogenschlitz **16** ziehen, wie normale Korrekturlasten, die für einer Zahnbewegung erforderlich sind, einen Abschnitt des Bracketeingriffsabschnitts **144** nach außen, wo dieser durch die Brücke **252** aufgefangen wird. Da die Brücke **252** sich zwischen den Führungen **42**, **44** erstreckt, verteilt sie Lasten von der ligierenden Gleitvorrichtung **14** direkt auf den Körper **12**.

[0112] Wie aus den **Fig. 22**, **Fig. 23**, **Fig. 24** und **Fig. 24A** hervorgeht, weist die ligierende Gleitvorrichtung **14** in einer Ausführungsform einen im Wesentlichen D-förmigen Querschnitt oder einen anderen Querschnitt auf, der dazu ausgelegt ist, verschiebbar in die Führungsbahn **254** einzugreifen, die durch die Brücke **252**, die Führungen **42**, **44** und die Stützfläche **40** definiert ist. Die linguale Seite **94b** des Bracketeingriffsabschnitts **144** ist im Wesentlichen eben und dazu ausgelegt, verschiebbar mit der Stützfläche **40** zusammenwirken. Die linguale Seite **94a** der Schlitzabdeckungsabschnitts **146** ist gegenüber der lingualen Seite **94b** um die Ecke **149** versetzt. Die Ecke **149** erstreckt sich über die mesial-distale Breite der ligierenden Gleitvorrichtung **14**, und kann somit, wie die zentrale Plattformoberfläche **240**, eine Kante oder eine Plattformoberfläche **256** bilden. Die Plattformoberfläche **256** erstreckt sich jedoch über die mesial-distale Breite der ligierenden Gleitvorrichtung **14**. Darüber hinaus kann die Plattformoberfläche **256** an den Drahtbogenschlitz **16** angrenzen, oder einen Abschnitt desselben bilden und kann insbesondere einen Abschnitt der Schlitzfläche **38** bilden.

[0113] Wie bei der mit Bracket **220** dargestellten ligierenden Gleitvorrichtung **14** kann das gingivale Ende **116** des Halteschlitzes **80** vollständig innerhalb des Bracketeingriffsabschnitts **144** gebildet sein. Zum Beispiel kann das gingivale Ende **116** des Schlitzes **80** okklusal des Schlitzabdeckungsabschnitts **146** ausgebildet sein. In einem anderen Beispiel kann das gingivale Ende **116** des Schlitzes **80**, wie in **Fig. 24A** gezeigt, okklusal der Ecke **149** gebildet sein. Folglich können mesial-distale Querschnitte durch den Schlitzabdeckungsabschnitt **146** in Ebenen, die im Wesentlichen nach lingual-labial ausgerichtet sind, sich nicht mit dem Halteschlitz **80** überschneiden. Wie oben ausgeführt, kann die Gleitvorrichtung **14** eine verbesserte Festigkeit aufweisen, wenn der Halteschlitz **80** vollständig innerhalb des Bracketeingriffsabschnitts **144** gebildet ist. Weiterhin kann der Schlitz **80** nicht zu dem Drahtbogenschlitz **16** offenliegen, wenn die ligierende Gleitvorrichtung **14** in der Schließstellung ist (in **Fig. 23** gezeigt). Somit werden Nahrung oder andere Ablagerungen, die in den Drahtbogenschlitz **16** gelangen, nicht in dem Halteschlitz **80** steckenbleiben, was möglicherweise eine Bewegung der Gleitvorrichtung **14** zu der Öffnungsstellung behindern würde.

[0114] Unter Bezugnahme allgemein auf eine beliebige der in den **Fig. 1** bis **Fig. 22** gezeigten kieferorthopädischen Brackets, insbesondere jedoch auf das kieferorthopädische Bracket **10**, umfasst der Bracketkörper **12** eine polykristalline Keramik, die Alumina oder Aluminiumoxid (Al_2O_3) ist. Und in einer anderen Ausführungsform umfassen der Bracketkörper **12** und die ligierende Gleitvorrichtung **14** das polykristalline Aluminiumoxid. Der Bracketkörper **12** und gegebenenfalls die ligierende Gleitvorrichtung **14**, die das polykristalline Aluminiumoxid umfassen, sind, wenn sie beaufschlagt werden mit Zug- und Biegespannungen, wie sie durch den Eingriff mit dem Drahtbogen **18** erzeugt werden, oder wie jene, die normalerweise während der kieferorthopädischen Behandlung auftreten, bruchresistenter. Beispielfhaft und nicht einschränkend, können die in den **Fig. 1–Fig. 22** beschriebenen kieferorthopädischen Brackets aus dem hier beschriebenen polykristallinen Aluminiumoxid gebildet werden. Auch wenn selbstligierende Brackets gezeigt und hier beschrieben werden, ist ersichtlich, dass Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung nicht auf selbstligierende Brackets beschränkt sind.

[0115] Wie in der Technik bekannt, sind Keramikbrackets möglicherweise spröde und fallen zu oft während der kieferorthopädischen Behandlung aus. Selbstverständlich ist ein Bracketausfall problematisch. Beispielsweise macht ein gebrochenes Bracket die Zahnbewegung unwirksam. Eine beunruhigenderes Problem besteht darin, dass Stücke des gebrochenen Brackets verschluckt oder eingeatmet werden können, wenn Bruch auftritt,

während sich das Bracket im Mund des Patienten befindet. Wie nachstehend ausführlicher in Verbindung mit den Beispielen beschrieben, haben die Erfinder festgestellt, dass die polykristalline Keramik mit einer Korngrößenverteilung, die teilweise durch eine mittlere Korngröße im Bereich von größer als 3,4 µm bis etwa 6 µm eine unerwartet hohe Bruchzähigkeit aufweist. Beispielsweise hat die polykristalline Keramik mit einer mittleren Korngröße im Bereich von größer als 3,4 µm bis etwa 6 µm eine mittlere Bruchzähigkeit von mindestens etwa 3,85 MPa·m^{1/2} und in einem weiteren Beispiel hat die polykristalline Keramik mit einer durchschnittlichen Korngröße zwischen etwa 4 µm und etwa 4,3 µm eine mittlere Bruchzähigkeit größer als etwa 5,0 MPa·m^{1/2}. Im Vergleich dazu beträgt die mittlere Bruchzähigkeit von polykristallinem Aluminiumoxid mit einer mittleren Korngröße von 43 µm etwa 3,28 MPa·m^{1/2}.

[0116] Beispielsweise und unter Bezugnahme auf **Fig. 1** verringert das kieferorthopädische Bracket **10**, welche die hier beschriebene polykristalline Keramik enthält, vorteilhaft das Risiko eines Patienten, Teile eines gebrochenen Brackets zu verschlucken oder einzusatmen, und der Patient muss, wenn überhaupt, weniger Bracketersetzen erdulden. Grundsätzlich ermöglicht das kieferorthopädische Bracket **10**, welches die polykristalline Keramik enthält, einen schnelleren Ablauf der kieferorthopädischen Behandlung. Darüber hinaus ist das kieferorthopädische Bracket **10** transluzent, so dass der Patient während der Behandlung weniger befangen ist.

[0117] In einer Ausführungsform wird das kieferorthopädische Bracket **10** durch Spritzgießen eines Keramikpulvers und eines Bindemittelgemischs zur Bildung eines Bracketkörpers hergestellt. Das Bindemittel kann dann durch Erhitzen des Spritzgusskörpers auf eine Temperatur von beispielsweise zwischen 200°C und 700°C, aus dem Spritzgusskörper entfernt werden. Nach Entfernung des Bindemittels, kann der Spritzgusskörper dann vorgesintert und anschließend gesintert werden. Das Keramikpulver kann beispielsweise Aluminiumoxidpulver sein. Hochreines Aluminiumoxidpulver (etwa 99,95 Gew.-% Aluminiumoxid) kann bei Temperaturen zwischen 900°C und 1200°C vorgesintert und anschließend bei zwischen 1400°C und 1800°C gesintert werden. In anderen Ausführungsformen kann der vorgesinterte Spritzgusskörper heiß-isostatisch gepresst werden (HIP). Beispielsweise kann ein vorgesinteter Spritzgusskörper aus Aluminiumoxid bei zwischen etwa 1300°C und etwa 1600°C mit einem aufgebrachten Druck von etwa 68 bis etwa 207 Mpa heiß-isostatisch gepresst (HIP) werden.

[0118] In weiteren Ausführungsformen wird der Bracketkörper **12** nach dem Sintern oder HIPen gegläht, das heißt auf eine Temperatur erhitzt und für eine Zeit auf dieser Temperatur gehalten, die ausreichend ist, um die Korngrößenverteilung weiter zu modifizieren. Eine Veränderung der Korngrößenverteilung kann bei Aluminiumoxid bei Temperaturen von etwa 1300°C oder höher auftreten. Jedoch können höhere oder niedrigere Temperaturen als 1300°C die Korngrößenverteilung in Abhängigkeit von der Zeitdauer, für die der Bracketkörper auf dieser bestimmten Temperatur gehalten wird, verändern. Beispielsweise kann der Bracketkörper für etwa 1 Stunde bei etwa 1300°C gehalten werden. Des Weiteren kann der Bracketkörper **12** in verschiedenen Atmosphären, darunter zum Beispiel Wasserstoff (H₂), Stickstoff (N₂), Sauerstoff (O₂) oder Argon (Ar) erwärmt werden.

[0119] Zum Bewerten der Leistungsfähigkeit eines Keramikmaterials kann die Biegefestigkeit des Materials mit einer Dreipunktbiegeeinrichtung gemessen werden. Proben für die Dreipunktbiegeprüfung haben in der Regel die Form eines rechteckigen Stabes. In einer Dreipunktbiegeeinrichtung wird ein Stab des Materials auf einer Seite an zwei Stellen entlang der Länge des Stabes abgestützt. Jede Stützstelle liegt nahe einem der Stabenden. Der Abstand zwischen den gegenüberliegenden Stützen wird als "Stützweite" bezeichnet. Auf die Oberfläche gegenüber den Stützen und zentriert zwischen den Stützen wird eine Last auf den Stab aufgebracht. Die Last wird stufenweise erhöht bis der Stab bricht. Diese Anordnung (d. h. zwei Stützen auf einer Seite und eine auf der gegenüberliegenden Seite zwischen den Stützen aufgebrachte Last) erzeugt Zugspannungen in einer Oberfläche des Stabes. Die Biegefestigkeit kann auf der Basis der Abmessungen des Stabes und der Last zum Zeitpunkt des Bruchs berechnet werden nach der bekannten Gleichung:

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

wobei σ die Biegefestigkeit ist, P die Last beim Bruch, S die Stützweite, w die Stabbreite und T der Stabdicke ist.

[0120] Die Erfinder haben festgestellt, dass es viele Größen gibt, welche die Biegefestigkeit einer Materialprobe beeinflussen. Beispielsweise kann das Verfahren zur Herstellung, oder die Vorbereitung und Handhabung der Proben für Tests, oder eine Kombination aus diesen die Biegefestigkeit stark beeinflussen, da diese jeweils

Fehlstellen in der Probenoberfläche hervorrufen können. Oberflächenfehler (z. B. Mikrorisse, Porosität, Oberflächenschäden, anormale Körner oder andere lokale mikrostrukturelle Heterogenität oder Fremdeinschlüsse u. a.) sind dafür bekannt, Belastungen zu konzentrieren oder zu vergrößern. Eine Vergrößerung der Belastungen tritt am Ende jeder Fehlstelle auf. Als solche ist die lokale Zugspannung am Ende jeder Fehlstelle größer als die angelegte Zugbelastung. Wenn die am Ende einer Fehlstelle konzentrierte Spannung die theoretische Festigkeit des Materials übersteigt, wird ein Riss, der von dieser Fehlstelle ausgeht, sich rasch durch das Material ausbreiten. Biegefestigkeitsmessungen sind daher inhärent durch den Oberflächenzustand der Probe beeinflusst. Beispielsweise haben die Erfinder die Biegefestigkeit von polykristallinem Aluminiumoxid mit einer mittleren Korngröße von 4,5 µm für unterschiedliche Rissgrößen, die mit einem Diamant-Indenter künstlich eingeführt wurden, gemessen. Die Empfindlichkeit der Biegefestigkeit von polykristallinem Aluminiumoxid gegenüber zunehmender Rissgröße ist in **Fig. 25** dargestellt.

[0121] Darüber hinaus können die Biegefestigkeitsdaten auch durch beliebige aus einer Anzahl weiterer Faktoren beeinflusst werden, darunter zum Beispiel die Ausführung der Probe, die Anzahl der durchgeführten Tests und der Spannungszustand in dem eigentlichen Bracket gegenüber dem Spannungszustand in der Probe, u. a.. In der Summe stellen Biegefestigkeitsdaten nicht notwendigerweise eine genaue Vorhersage der Leistungsfähigkeit des keramischen kieferorthopädischen Brackets im klinischen Umfeld bereit.

[0122] In Anerkennung der Fehlbarkeit der oben erwähnten Biegefestigkeitsmessungen wurde die Bruchzähigkeit der hier beschriebenen polykristallinen Keramik ebenfalls bestimmt. Bruchzähigkeit ist eine Materialeigenschaft, die anzeigt, wie ein Material, das Oberflächenfehler enthält (z. B. die Kerbe in den gekerbten Proben), auf Zugspannungen reagiert, und insbesondere, wie die Masse des Materials der von dem Oberflächenfehler ausgehenden Ausdehnung eines Risses standhält. Im Gegensatz zu den oben beschriebenen Biegefestigkeitsmessungen sind Bruchzähigkeitsmessungen daher ein Maß dafür, wie die Masse des Materials auf Spannungen im Falle von Oberflächenfehlern reagiert. Unter Berücksichtigung der bekannten Faktoren, die Bruch beeinflussen, liefern Bruchzähigkeitsmessungen eine genauere Angabe der Leistungsfähigkeit eines polykristallinen Keramikbrackets im klinischen Umfeld.

[0123] Die Bruchzähigkeit kann durch mindestens zwei Verfahren ermittelt werden. Unter Verwendung der Dreipunktbiegeeinrichtung für Biegefestigkeitsmessungen, kann die Bruchzähigkeit berechnet werden aus der Last beim Bruch, die erhalten wird durch das Zerbrechen eines Stabes aus dem Material, das eine Fehlstelle oder einen Riss von kontrollierter oder bekannter Größe enthält. Die Bruchzähigkeit kann aus der Last beim Bruch berechnet werden nach der Gleichung:

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

wobei K_{IC} die Bruchzähigkeit der Probe unter einer Zugspannung ist, die senkrecht zu einem Riss orientiert ist, P die Last beim Bruch, S die Stützweite, w die Stabbreite und t die Stabdick ist und

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

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

wobei a der Durchschnitt von drei Risslängenmessungen, a_1 , a_2 und a_3 ist, oder die Tiefe einer bekannten Fehlstelle.

[0124] Nach einem weiteren Verfahren kann die Bruchzähigkeit aus Vickers-Härtemessungen errechnet werden. In diesem Fall kann die Bruchzähigkeit nach der folgenden Gleichung berechnet werden:

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

wobei K_c die Bruchzähigkeit, P die Drucklast, E der Elastizitätsmodul, HV die gemessene Vickershärte und c eine Hälfte des Durchschnitts der von dem Vickersindenter erzeugten Risslänge ist.

[0125] In einer Ausführungsform hat die polykristalline Keramik eine Korngrößenverteilung, die teilweise durch eine mittlere Korngröße im Bereich von größer als $3,4\ \mu\text{m}$ bis etwa $6\ \mu\text{m}$ beschrieben ist. Die mittlere Korngröße kann nach dem Linienschnittverfahren bestimmt werden. Gemäß diesem Verfahren wird eine Linie bekannter Länge auf einer Mikrofotografie eines polierten Querschnitts des Materials gezogen. Schnittpunkte zwischen der eingezeichneten Linie und jeder Korngrenze werden gezählt. Eine mittlere Länge der Körner wird ermittelt, indem die Länge der Linie durch die Anzahl von gezählten Schnittpunkten dividiert wird. Die mittlere Korngröße wird berechnet nach der Gleichung $D = 1,56 (L)$, wobei L die mittlere Länge der Körner ist.

[0126] Ohne an eine Theorie gebunden sein zu wollen, kann der Widerstand der polykristallinen Keramik gegen Rissausbreitung, das heißt, seine Bruchzähigkeit, durch ihre Mikrostruktur beeinflusst werden, obwohl der Effekt einer polykristallinen Mikrostruktur auf die Rissausbreitung nicht vollständig vorhersehbar ist. Im Gegensatz zu Körpern aus einer einkristallinen Keramik, wie Saphir oder isotrope Materialien, wie Glas, kann die Bruchzähigkeit der polykristallinen Keramik von mehreren Faktoren abhängig sein, einschließlich z. B. Korngröße, Korngrößenverteilung, Dichte und andere, von denen einige nicht in Einkristallen oder Glas vorhanden sind.

[0127] Insbesondere das Vorhandensein von Korngrenzen kann sich auf die Ausbreitungsrichtung und/oder den Ausbreitungsmodus des Risses auswirken. Eine Richtungsänderung und/oder Modusänderung kann vergleichsweise mehr Energie verbrauchen, als die zur Ausbreitung eines Risses entlang eines geraden Weges erforderliche Energie. Der Rissausbreitungsmodus in polykristallinen Keramiken ist entweder intergranular oder transgranular oder beides. Intergranulare Rissausbreitung folgt den Korngrenzen (d. h. zwischen den Körnern), während transgranulare Rissausbreitung durch die Körner verläuft. Wenn ein sich ausbreitender Riss auf eine Korngrenze oder ein Korn trifft, kann der Riss folglich gezwungen sein, die Richtung, seinen Ausbreitungsmodus (d. h. von transgranular zu intergranular oder umgekehrt) oder sowohl die Richtung, als auch den Ausbreitungsmodus zu ändern. Durch Erzwingen einer Änderung der Richtung und/oder des Modus der Rissausbreitung, erhöht sich die Länge des Rissweges, wodurch mehr Energie verbraucht wird, und dementsprechend kann sich die Bruchfestigkeit erhöhen.

[0128] Die polykristalline Keramik mit einer Korngrößenverteilung, die durch eine mittlere Korngröße im Bereich von größer als $3,4\ \mu\text{m}$ bis etwa $6\ \mu\text{m}$ beschrieben ist, kann einen Riss dazu zwingen, sich entlang eines Weges zu bewegen, der im Vergleich zu den polykristallinen Keramiken nach dem Stand der Technik länger ist. Somit können größere Belastungen erforderlich sein, um den Riss durch die polykristalline Keramik, wie hier beschrieben, auszubreiten, so dass ein aus der polykristallinen Keramik hergestelltes kieferorthopädisches Bracket durch eine unerwartete Widerstandsfähigkeit gegenüber Bruch gekennzeichnet ist.

[0129] In einer weiteren Ausführungsform kann die Mischung aus großen und kleinen Körnern in Kombination mit der mittleren Korngröße den Weg des Risses durch die polykristalline Keramik zusätzlich verlängern und die Bruchzähigkeit der polykristallinen Keramik weiter verbessern. Beispielsweise kann die polykristalline Keramik mit einer Korngrößenverteilung, die durch eine mittlere Korngröße im Bereich von mehr als $3,4\ \mu\text{m}$ bis etwa $6\ \mu\text{m}$ beschrieben ist, ferner Körner einer Größe von über $6\ \mu\text{m}$ und Körner einer Größe von unter $3,4\ \mu\text{m}$ enthalten.

[0130] In einer Ausführungsform kann eine weitere Verbesserung der Bruchzähigkeit der polykristallinen Keramik durch eine Korngrößenverteilung erhalten werden, die keine logarithmische Normalverteilung ist. Definitionsgemäß ist eine logarithmische Normalverteilung durch eine Zufallsvariable gekennzeichnet, deren Logarithmus normal um einen Mittelwert verteilt ist. Beispielsweise ist die Korngrößenverteilung gemäß einer Ausführung multimodal. Insbesondere kann die Korngrößenverteilung eine bimodale Verteilung sein.

[0131] In einer Ausführungsform hat eine bimodale Verteilung einen ersten Peak oder Modus zwischen einer Korngröße von etwa $1\ \mu\text{m}$ und etwa $5\ \mu\text{m}$ und einen zweiten Peak oder Modus bei einer Korngröße von über etwa $5\ \mu\text{m}$. Beispielsweise kann der zweite Peak zwischen etwa $5,5\ \mu\text{m}$ und etwa $7\ \mu\text{m}$ liegen. Es ist jedoch ersichtlich, dass der zweite oder zusätzliche Peaks bei Korngrößen von über $7\ \mu\text{m}$ auftreten kann/können. Es ist auch ersichtlich, dass die bimodale Korngrößenverteilung keine Duplex-Mikrostruktur beschreibt. Bei einer Ausführungsform ist die mittlere Bruchzähigkeit einer polykristallinen Keramik mit einer mittleren Korngröße im Bereich von größer als $3,4\ \mu\text{m}$ bis etwa $6\ \mu\text{m}$ und zumindest einer bimodalen Korngrößenverteilung größer als etwa $4,0\ \text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$.

[0132] Darüber hinaus haben die Erfinder nachgewiesen, dass eine Korngrößenverteilung, die gekennzeichnet ist durch ein bestimmtes Verhältnis zwischen Körnern, die kleiner sind als etwa 3 µm, und größeren Körnern den Widerstand gegen Rissausbreitung weiter verstärken kann. Beispielsweise kann die polykristalline Keramik eine Korngrößenverteilung aufweisen, bei der bis zu etwa 50% der Gesamtzahl der Körner kleiner sind als etwa 3 µm. Als weiteres Beispiel kann die polykristalline Keramik eine Korngrößenverteilung aufweisen, bei der die Anzahl der Körner einer Größe von unter 3 µm mindestens 10% beträgt, so dass in einer Ausführungsform die Anzahl der Körner einer Größe von unter 3 µm beispielsweise zwischen etwa 10% und etwa 50% der Gesamtzahl der Körner beträgt. In noch einem weiteren Beispiel kann die polykristalline Keramik durch eine Korngrößenverteilung gekennzeichnet sein, bei der bis zu etwa 90% der Gesamtzahl der Körner eine Größe von unter etwa 10 µm haben. In einem weiteren Beispiel beträgt die Gesamtzahl der Körner einer Größe von unter etwa 10 µm mindestens 70%. In einer Ausführungsform liegt daher die Gesamtzahl der Körner einer Größe von unter etwa 10 µm zwischen etwa 70% und etwa 90% der Körner.

[0133] Hinsichtlich des Volumenanteils ist die polykristalline Keramik gekennzeichnet durch eine Korngrößenverteilung, bei welcher Körner einer Größe von über 10 µm 10% bis 50% des Gesamtvolumens einnehmen. Der Volumenanteil der Körner einer Größe von über 10 µm kann berechnet werden durch Ermittlung des Volumens der Körner eines bestimmten Größenbereichs, Multiplizieren dieses Volumens mit der Gesamtzahl der Körner in diesem Größenbereich und anschließendes Dividieren durch das Gesamtvolumen aller Körner.

[0134] Hinsichtlich des Volumenanteils, den Körner einnehmen, die größer sind als 10 µm, glauben die Erfinder, dass die Rissausbreitung durch Ausführungsformen des kieferorthopädischen Brackets, das die polykristalline Keramik enthält, aufgrund des oben beschriebenen Volumenanteil-Verhältnisses vom gemischten Modus ist. Das heißt, wenn ein Riss sich in die polykristalline Keramik hinein ausbreitet, kann die polykristalline Keramik den Riss zwingen, seinen Ausbreitungsmodus einmal oder mehrmals während er durch die polykristalline Keramik fortschreitet in Abhängigkeit von der Größe der Körner auf die er trifft, zu ändern. Das Vorhandensein von Körnern einer Größe von unter 10 µm kann beispielsweise eine intergranuläre Rissausbreitung fördern. Ein Korn, dessen Größe 10 µm oder mehr beträgt, kann einen Riss jedoch zwingen, zu einer transgranulären Ausbreitung zu wechseln. Somit kann eine Mischung von Korngrößen, wie beschrieben, einen Riss zwingen, zwischen den Modi hin und her zu wechseln, und kann daher den Ausbreitungsweg weiter verlängern. Dementsprechend kann der beschriebene Volumenanteil von Körnern die Bruchzähigkeit der polykristallinen Keramik erhöhen.

[0135] Wie bereits erwähnt, ist das kieferorthopädische Bracket **10** ästhetisch ansprechend und ist in diesem Zusammenhang transluzent. Wie im Stand der Technik bekannt ist, wird die Transluzenz einer polykristallinen Keramik wie Aluminiumoxid, durch ihre Mikrostruktur beeinflusst. Beispielsweise können die Korngrößenverteilung, die Menge und die Position jeglicher Porosität und die Reinheit des Ausgangspulvers die Transluzenz des kieferorthopädischen Brackets **10**, sowie die Farbe des durchgelassenen Lichtes beeinflussen. Im Allgemeinen nimmt die Transluzenz zu, wenn die Dichte, die Korngröße und die Reinheit der polykristallinen Keramik zunehmen. Somit würde ein kieferorthopädisches Bracket aus polykristalliner Keramik mit 100% Dichte, hoher Reinheit und großer mittlerer Korngröße ermöglichen, dass mehr Licht durchtritt, so dass das kieferorthopädische Bracket **10** sich an die darunterliegende Zahnfarbe angleicht. Transluzenz kann durch Messen der Lichtmenge einer bestimmten Wellenlänge, die durch die polykristalline Keramik durchgelassen wird, quantifiziert werden. Bei einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist zu erwarten, dass das kieferorthopädische Bracket **10**, das polykristallines Aluminiumoxid mit einer mittleren Korngröße von etwa 3,5 µm oder größer enthält, einen Transmissionsgrad von über 45%, aber unter 85% aufweist.

Beispiele

[0136] Um ein vollständigeres Verständnis von Ausführungsformen der Erfindung zu erleichtern, werden die folgenden nicht beschränkenden Beispiele bereitgestellt.

[0137] Zwei verschiedene Chargen (bezeichnet als Charge 1 und Charge 2) von Prüfkörpern aus polykristallinem Aluminiumoxid mit Abmessungen von etwa 25,4 mm mal etwa 38,1 mm mal etwa 1 mm wurden von der TOSOH Corporation, Japan, Tokyo bezogen. Vierundzwanzig Proben in Form von dünnen Platten in etwa der Dicke und Breite eines Bracketkörpers wurden aus den Probekörpern der Charge 1 durch Zurechtschneiden der Prüfkörper der Charge 1 auf die gewünschten Abmessungen hergestellt. In ähnlicher Weise wurden aus Charge 2 acht Proben durch Zurechtschneiden der Prüfkörper der Charge 2 auf die gewünschten Abmessungen hergestellt. Jede der aus den Prüfkörpern der Charge 1 und der Charge 2 geschnittenen Proben hatte eine Dicke von etwa $1,00 \pm 0,1$ mm, eine Breite von etwa $3,00 \pm 0,01$ mm und eine Länge von etwa $12,00 \pm 0,01$ mm.

[0138] Die Proben der Charge 1 wurden in drei Gruppen aufgeteilt und als "Charge 1A", "Charge 1B" und "Charge 1C" aufgeführt. Die Proben der Charge 1A und der Charge 2 wurden keinen weiteren Wärmebehandlungen unterzogen. Beispielhafte Mikrofotografien für Proben der Charge 1A und der Charge 2 sind in den Fig. 26A bzw. Fig. 26B gezeigt.

[0139] Die Proben der Charge 1B wurden zusätzlich in Argon bis zu einer Temperatur von etwa 1400°C wärmebehandelt und für etwa 1 Stunde auf dieser Temperatur gehalten, um die Korngrößenverteilung zu verändern. Eine beispielhafte Mikrofotografie einer Probe der Charge 1 ist in Fig. 26C abgebildet.

[0140] Die Proben der Charge 1C wurden zusätzlich in Argon bis zu einer Temperatur von etwa 1800°C wärmebehandelt und für etwa 1 Stunde auf dieser Temperatur gehalten, um die Korngrößenverteilung zu verändern. Eine beispielhafte Mikrofotografie einer Probe der Charge 1C ist in Fig. 26D abgebildet.

[0141] Vier Proben aus jeder Gruppe wurden für die Biegefestigkeitsprüfung poliert und vier andere wurden für die Bruchzähigkeitsprüfung zur Bildung einer Kerbe über die Breite bearbeitet. Die Kerbe wurde dazu gebildet, die Geometrie des Drahtbogenschlitzes in einem kieferorthopädischen Bracket, wie etwa dem Drahtbogenschlitz 16 in dem kieferorthopädischen Bracket 10 in Fig. 1 zu imitieren. Jede Vertiefung war etwa 0,57 mm breit und zwischen etwa 0,050 mm und etwa 0,100 mm tief. Die maschinelle Bearbeitung erzeugte am Boden des Schlitzes entlang gegenüberliegender Kanten eine Ausrundung von 0,08 mm. Die Kerbe wurde durch Bearbeitung der Proben mit einer diamantbeschichteten Scheibe 240/320 erzeugt.

[0142] Wie oben beschrieben, wurde die Dreipunktbiegeeinrichtung verwendet, um die gekerbten und polierten Proben aus jeder Gruppe zu brechen. Die gemessene Stützweite betrug etwa 9 mm. Eine Last wurde mit einer Geschwindigkeit von etwa 1 mm pro Minute an jede Probe angelegt, bis die Probe zerbrach. Die Last beim Bruch wurde verwendet, um die Biegefestigkeit der gekerbten und ungekerbten oder polierten Proben zu berechnen, und für die gekerbten Proben wurde die Bruchzähigkeit aus der Last beim Bruch berechnet.

[0143] Für die Berechnung der Bruchzähigkeit wurde die gemessene Kerbtiefe (von etwa 0,050 mm bis etwa 0,100 mm, wie gemessen) als die Risslänge oder α zusammen mit der Dreipunkt-Biegebelastung bei Bruch oder P verwendet, um K_{IC} nach der oben dargelegten Gleichung zu berechnen. Tabelle 1 zeigt die berechneten Mittelwerte für jede Gruppe.

Tabelle 1

Gruppe	Mittlere Biegefestigkeit, ungekerbt (MPa)	Mittlere Biegefestigkeit, gekerbt (MPa)	Mittlere Bruchzähigkeit, K_{IC} (MPa·m ^{1/2})	Mittlere Korngröße (µm)
Charge 1A	614,8 ± 88,0	220,2 ± 44,4	2,93 ± 0,59	3,4 ± 0,3
Charge 2	563,0 ± 106,2	291,3 ± 32,3	3,85 ± 0,43	4,1 ± 0,5
Charge 1B	627,9 ± 64,7	325,5 ± 39,5	4,3 ± 0,54	4,5 ± 0,4
Charge 1C	384,0 ± 66,7	248,3 ± 39,5	3,28 ± 0,42	43,0 ± 11,0

[0144] Tabelle 1 zeigt auch die mittlere Korngröße für jede Gruppe von Proben, wie oben angegeben. Um die Korngröße zu messen, wurden Proben mit im Stand der Technik bekannten Standardverfahren zum Polieren und Ätzen hergestellt: Von jeder Probe wurden fünf repräsentative Mikrofotografien mit 110-bis etwa 440-facher Vergrößerung aufgenommen. Auf jeder Mikrofotografie wurden zehn 6-Zoll-Linien gezogen. Die Schnittpunkte zwischen jeder Linie und den Korngrenzen wurden gezählt. Die Länge jeder Linie wurde durch die Anzahl der Korngrenzenschnittpunkte geteilt und an die Vergrößerung angepasst, um eine mittlere Länge der Körner pro Linie zu erhalten. Nach dem oben beschriebenen Linienschnittverfahren wurde die Korngröße für jede Linie berechnet, indem die mittlere Länge der Körner mit 1,56 multipliziert wurde. Die Korngrößen aus jeder Linie wurden wiederum gemittelt, um eine in Tabelle 1 bereitgestellte mittlere Korngröße pro Gruppe bereitzustellen. Die in der Tabelle bereitgestellten Standardabweichungen stellen eine Standardabweichung dar.

[0145] Während erwartet wurde, dass sowohl die mittlere Bruchzähigkeit und als auch die mittlere Biegefestigkeit sich erhöhen, wenn die mittlere Korngröße reduziert wird, wurde unter Bezugnahme auf Tabelle 1 fest-

gestellt, dass die Bruchzähigkeit bei einer mittleren Korngröße von etwa 3,4 μm und darunter deutlich sinkt. Die größte Bruchzähigkeit wurde bei etwa 4,5 μm festgestellt und bei einer bestimmten Größe darüber beginnt sie zu sinken. Mit anderen Worten liegt der Peak der mittleren Bruchzähigkeit vermutlich irgendwo im Bereich oberhalb von 3,4 μm , bei oder unterhalb von etwa 6 μm , und am ehesten im Bereich von etwa 3,5 μm bis etwa 5,0 μm . Beispielsweise haben die Proben in Charge 1B (mittlere Korngröße von 4,5 μm) eine mittlere Bruchzähigkeit $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ im Vergleich zu Charge 1A (mittlere Korngröße von 3,4 μm) und Charge 1C (mittlere Korngröße von 43,0 μm), die eine mittlere Bruchzähigkeit von ungefähr 2,9 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ beziehungsweise 3,3 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ haben. Das heißt, die Proben der Charge 1 zeigten eine Zunahme der mittleren Bruchzähigkeit von mehr als etwa 30% gegenüber den Proben der Charge 1C.

[0146] Der Transmissionsgrad einer Probe aus der Charge 1A und einer Probe aus der Charge 1B (mittlere Korngröße von 3,4 μm bzw. 4,5 μm) wurde mit diffusem sichtbarem Licht gemäß ASTM E 1348-02 gemessen. Der Transmissionsgrad wurde an einem BYK-Gardner, TCS Plus Modell 8870 mit diffusem Licht D56 bei 10° gemessen. Die Proben waren Scheiben mit einem Durchmesser von 20 mm. Die Scheiben wurden präpariert durch Schleifen gegenüberliegender Seiten der Scheiben um eine Dicke von 1 mm zu erhalten, und anschließendes Polieren der geschliffenen Seiten der Scheibe mit Schleifpapier mit einer 600er Körnung, dann mit 3-Mikrometer-Diamantpaste gefolgt von 1-Mikrometer-Diamantpaste, bis auf den polierten Oberflächen bei 200-facher Vergrößerung keine Kratzer sichtbar waren. Die Probe aus Charge 1A (mittlere Korngröße von 3,4 μm) wies einen Transmissionsgrad von 45% auf und die Probe aus Charge 1C (mittlere Korngröße von 43,0 μm) hatte einen Transmissionsgrad von über 50%. Zu Referenzzwecken: Der Transmissionsgrad durch einkristallines Aluminiumoxid mit diffusem sichtbarem Licht betrug 85%.

[0147] Zusätzlich wurden Bracketkörper aus polykristallinem Aluminiumoxid aus zwei verschiedenen Formen (Form A und Form C) von der Tosoh Corporation, Tokio, Japan bezogen. Die Bracketkörper aus beiden Formen hatten ein Design selbstligierender Brackets.

[0148] Unter Bezugnahme auf Tabelle 2 unten wurden die Härte und die mittlere Korngröße von jeweils fünf Brackets aus Form A und aus Form C im Anlieferungszustand gemessen. Die Brackets "wie erhalten" sind in Tabelle 2 als "Form A(*)" und "Form C(*)" aufgeführt. Eine repräsentative Mikrofotografie der Mikrostruktur aus Form C(*) wie sie erhalten wurde (d. h. des Brackets wie erhalten) ist in **Fig. 27A** dargestellt. Die verbleibenden Brackets aus Form C wurden in 3 Gruppen unterteilt, wobei zur Veränderung ihrer Mikrostrukturen jede Gruppe, wie unten beschrieben, einer zusätzlichen Wärmebehandlung unterzogen wurde.

[0149] Fünf Brackets aus Form C wurden für etwa 1 Stunde in Argon (Ar) einer zusätzlichen Wärmebehandlung bei einer Temperatur von etwa 1300°C unterzogen. Diese Gruppe von Brackets ist in Tabelle 2 als Form C(Ar) aufgeführt. Eine repräsentative Mikrofotografie der Form C(Ar)-Mikrostruktur ist in **Fig. 27B** abgebildet.

[0150] Fünf Brackets wurden zusätzlich für etwa 1 Stunde in Wasserstoff (H_2) bei einer Temperatur von etwa 1300°C wärmebehandelt. Diese Gruppe von Brackets ist in Tabelle 2 als Form C(H_2) aufgeführt. Eine repräsentative Mikrofotografie der Form C(H_2)-Mikrostruktur ist in **Fig. 27C** abgebildet.

[0151] Fünf Brackets wurden zusätzlich für etwa 1 Stunde in Sauerstoff (O_2) bei einer Temperatur von etwa 1300°C wärmebehandelt. Diese Gruppe von Brackets ist in Tabelle 2 als Form C(O_2) aufgeführt. Eine repräsentative Mikrofotografie der Form C(O_2)-Mikrostruktur ist in **Fig. 27D** abgebildet.

[0152] Die Härte und die mittlere Korngröße jedes Brackets aus jeder Gruppe wurden nach den oben beschriebenen Verfahren gemessen. Die mittlere Bruchzähigkeit wurde auf der Basis der Vickers-Härtemessung gemäß der oben angegebenen Gleichung berechnet.

[0153] Tabelle 2 führt die mittlere Vickers-Härte, die mittlere Bruchzähigkeit und die mittlere Korngröße aller Brackets aus Form A und Form C nach Wärmebehandlung getrennt, wie oben beschrieben, auf. Die Standardabweichung für die mittlere Bruchzähigkeit und die mittlere Korngröße stellt eine Standardabweichung dar.

Tabelle 2

Gruppe	Härte (HV)	Mittlere Bruchzähigkeit, $K_{IC}(\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2})$	Mittlere Korngröße (μm)
Form C(*)	1714 ± 92	4,01 ± 0,56	3,5 ± 0,4

Form C(Ar)	1721 ± 124	4,81 ± 0,69	3,6 ± 0,3
Form C(O ₂)	1660 ± 30	5,57 ± 0,16	4,0 ± 0,5
Form C(H ₂)	1734 ± 56	5,35 ± 0,91	4,3 ± 0,5
Form A(*)	1644 ± 54	4,3 ± 1,0	5,0 ± 0,7

[0154] Wie in Tabelle 2 gezeigt, weist die mittlere Bruchzähigkeit der Brackets eine Tendenz ähnlich zu der in den Proben aus polykristallinem Aluminiumoxid der Tabelle 1 auf, bei denen die höchste Härte und Bruchzähigkeit bei einer mittleren Korngröße zwischen etwa 4,0 µm und etwa 4,3 µm festzustellen ist. Beispielsweise erreicht die nach dem Härte-Verfahren berechnete mittlere Bruchzähigkeit einen Durchschnitt von annähernd 5,6 MPa·m^{1/2} bei einer mittleren Korngröße von etwa 4,0 µm (Form C (O₂)).

[0155] Darüber hinaus und wie aus den **Fig. 27A** bis **Fig. 27D** hervorgeht, ist die Mikrostruktur der polykristallinen Keramik eine Mischung aus sehr kleinen Körnern und großen Körnern. Die Korngrößen der Verteilungen für jede der Mikrostrukturen der **Fig. 27A–Fig. 27D** wurden mit der analySIS-Software von Olympus America Inc., Center Valley, PA gemessen, wobei das Korngröße-Modul verwendet wurde. Die mit der analySIS-Software gemessenen Verteilungen der Korngrößen für die in den **Fig. 27A–Fig. 27D** abgebildeten Mikrostrukturen sind jeweils in den Diagrammen der **Fig. 28A** bis **Fig. 28D** dargestellt.

[0156] Wie in den **Fig. 28A** bis **Fig. 28D** gezeigt, enthalten die Korngrößenverteilungen Korngrößen, die kleiner als 3,4 µm und Körner, die größer als 6 µm sind. **Fig. 28A** zeigt beispielsweise eine Korngrößenverteilung, die eine mittlere Korngröße von etwa 3,5 µm aufweist und bei der etwa 31% der Gesamtzahl der Körner kleiner als etwa 3 µm sind, und in einem weiteren Beispiel zeigt **Fig. 28B** eine Korngrößenverteilung, die eine mittlere Korngröße von etwa 3,6 µm aufweist und bei der etwa 39% der Gesamtzahl der Körner kleiner als etwa 3 µm sind.

[0157] Wie insbesondere in **Fig. 28B** gezeigt, wurden zwei Kurven bereitgestellt, um eine bimodale Korngrößenverteilung besser zu veranschaulichen. Einer der Modi liegt bei etwa 3,4 µm. Der andere oder zweite Modus liegt bei etwa 6,0 µm.

[0158] Die **Fig. 29** und **Fig. 30** sind Diagramme, welche den Volumenanteil der Körner auf der Basis von Berechnungen aus den Korngrößenverteilungen, die in den **Fig. 27B** bzw. **Fig. 27C** dargestellt sind, veranschaulichen. Aus **Fig. 29** geht beispielsweise hervor, dass etwa 37% des Gesamtvolumens der Körner von Körnern mit einer Größe von über 10 µm eingenommen wird. Aus **Fig. 30** geht hervor, dass in einem weiteren Beispiel Körner einer Größe von über 10 µm etwa 50% des Gesamtvolumens einnehmen.

[0159] Obwohl die vorliegende Erfindung durch eine Beschreibung verschiedener bevorzugter Ausführungsformen dargestellt wurde und diese Ausführungsformen einigermaßen detailliert beschrieben wurden, werden Fachleute weitere Vorteile und Abwandlungen ohne Weiteres erkennen.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- | | |
|--------------------------|--------------------------|
| - US 2004/0072117 [0004] | - US 2006/0163774 [0087] |
| - JP 2006290688 A [0006] | - US 2006/0166159 [0087] |
| - US 2008/0081309 [0007] | - US 5071344 [0088] |
| - US 8033824 B2 [0068] | - US 7267545 [0093] |

Zitierte Nicht-Patentliteratur

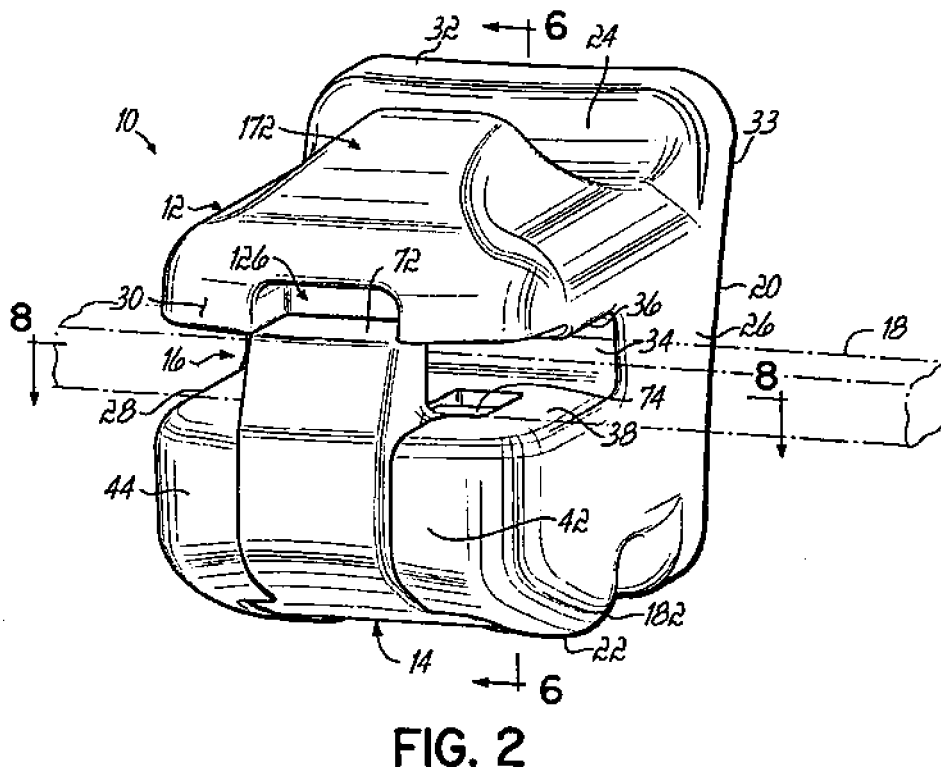
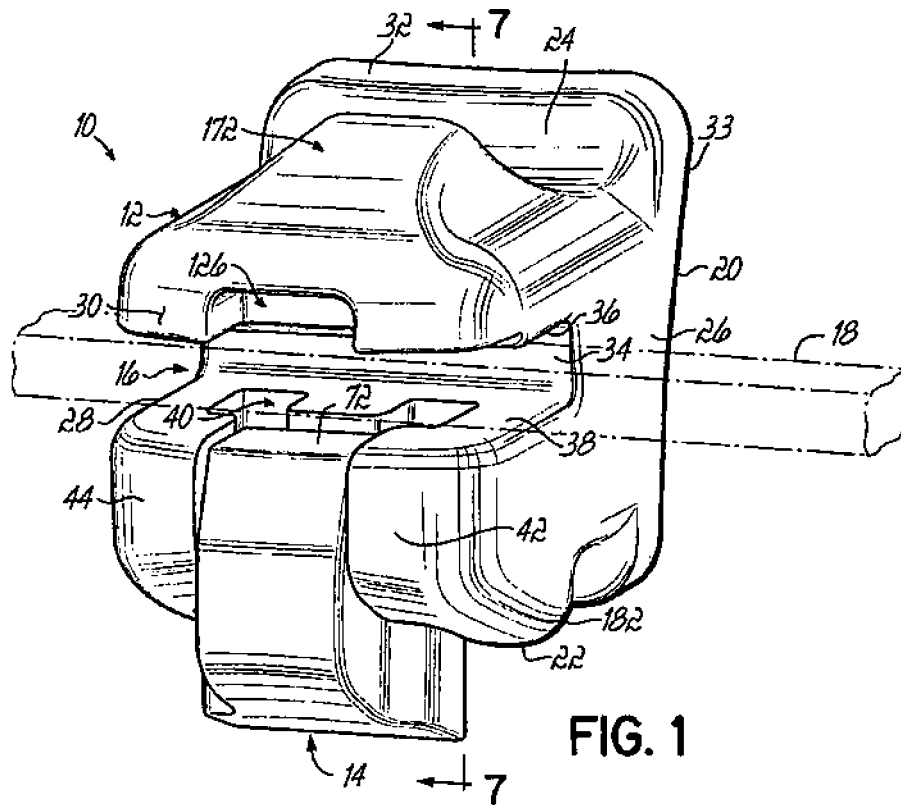
- ASTM E 1348-02 [0146]

Schutzansprüche

1. Kieferorthopädisches Bracket zum Befestigen eines Drahtbogens an einem Zahn, Folgendes umfassend: einen Bracketkörper, der einen Drahtbogenschlitz enthält und eine ligierende Gleitvorrichtung, die relativ zu dem Drahtbogenschlitz von einer Öffnungsstellung in eine Schließstellung bewegbar ist, wobei die ligierende Gleitvorrichtung einen mesialen Abschnitt, einen distalen Abschnitt und einen erhöhten zentralen Abschnitt zwischen dem mesialen Abschnitt und dem distalen Abschnitt umfasst, wobei der erhöhte zentrale Abschnitt sich über den mesialen Abschnitt und den distalen Abschnitt hinaus in Richtung okklusal-gingival erstreckt.
2. Kieferorthopädisches Bracket nach Anspruch 1, wobei der erhöhte zentrale Abschnitt eine führende Kante bildet und wobei der mesiale Abschnitt und der distale Abschnitt jeweils eine führende Kante bilden, die von der führenden Kante des zentralen Abschnitts in Richtung gingival-okklusal beabstandet ist.
3. Kieferorthopädisches Bracket nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Bracketkörper eine Stützfläche umfasst, die zu dem Drahtbogenschlitz geöffnet ist, und ein Paar von Führungsgliedern, die an die Stützfläche angrenzen, die ligierende Gleitvorrichtung verschiebbar in die Stützfläche eingreift und jedes der Führungsglieder in einen des mesialen und des distalen Abschnitts verschiebbar eingreift.
4. Kieferorthopädisches Bracket nach Anspruch 3, wobei der Bracketkörper der Stützfläche über den Drahtbogenschlitz hinweg gegenüberliegend eine Aussparung und eine Werkzeugaufnahme umfasst, und wobei der erhöhte zentrale Abschnitt sich in der Schließstellung in die Aussparung erstreckt.
5. Kieferorthopädisches Bracket nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die ligierende Gleitvorrichtung aus einer polykristallinen Keramik besteht.
6. Kieferorthopädisches Bracket zum Befestigen eines Drahtbogens an einem Zahn, Folgendes umfassend: einen Bracketkörper, der einen Drahtbogenschlitz enthält und eine ligierende Gleitvorrichtung, die relativ zu dem Drahtbogenschlitz von einer Öffnungsstellung in eine Schließstellung bewegbar ist, wobei die ligierende Gleitvorrichtung einen ersten Abschnitt umfasst, der zumindest in der Schließstellung verschiebbar in den Bracketkörper eingreift, und einen zweiten Abschnitt der sich von dem ersten Abschnitt in einer gingival-okklusalen Richtung erstreckt, wobei der erste Abschnitt eine erste mesial-distale Breite aufweist und der zweite Abschnitt eine zweite mesial-distale Breite aufweist, die schmaler ist als die erste mesial-distale Breite.
7. Kieferorthopädisches Bracket nach Anspruch 6, wobei der erste Abschnitt einen mesialen Abschnitt, einen distalen Abschnitt und einen erhöhten zentralen Abschnitt umfasst, der sich zwischen dem mesialen Abschnitt und dem distalen Abschnitt erstreckt, und der zweite Abschnitt sich von dem erhöhten zentralen Abschnitt erstreckt.
8. Kieferorthopädisches Bracket nach Anspruch 6 oder 7, wobei der Bracketkörper der Stützfläche über den Drahtbogenschlitz hinweg gegenüberliegend eine Aussparung und eine Werkzeugaufnahme umfasst, und wobei der zweite Abschnitt sich in der Schließstellung in die Aussparung erstreckt.
9. Kieferorthopädisches Bracket nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Bracketkörper eine Stützfläche umfasst, die zu dem Drahtbogenschlitz geöffnet ist, und ein Paar von Führungselementen, die an die Stützfläche angrenzen, die ligierende Gleitvorrichtung verschiebbar in die Stützfläche eingreift und jedes der Führungselemente verschiebbar in den ersten Abschnitt der ligierenden Gleitvorrichtung eingreift.
10. Kieferorthopädisches Bracket nach Anspruch 9, wobei der erhöhte zentrale Abschnitt mit einer Außenfläche der gegenüberliegenden Führungselemente bündig ist, wenn die ligierende Gleitvorrichtung in der Schließstellung ist.
11. Kieferorthopädisches Bracket nach einem der Ansprüche 6 bis 10, wobei die ligierende Gleitvorrichtung aus einer polykristallinen Keramik besteht.

Es folgen 23 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



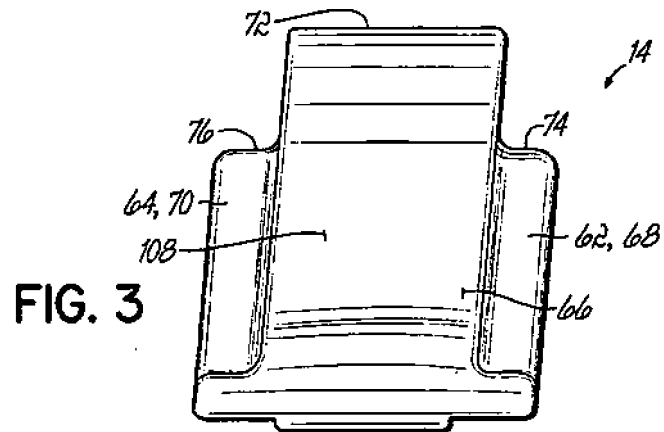


FIG. 3

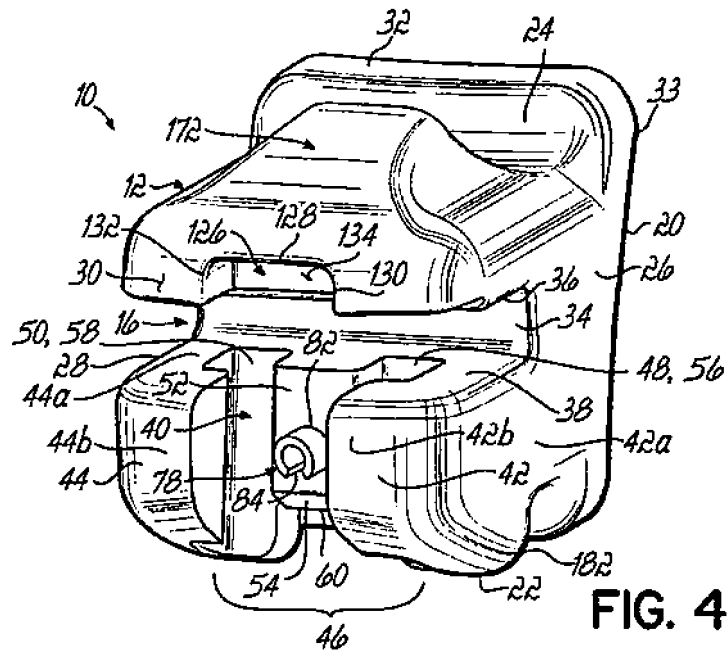


FIG. 4

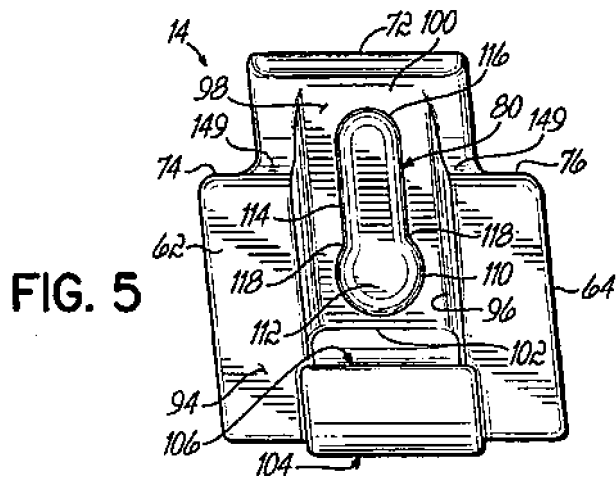
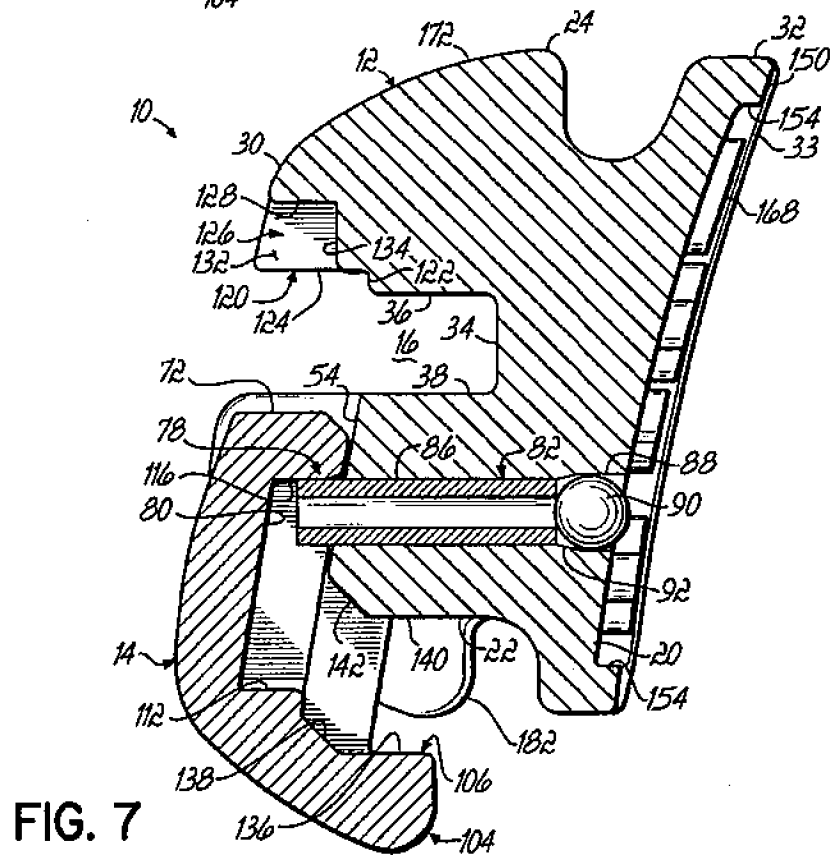
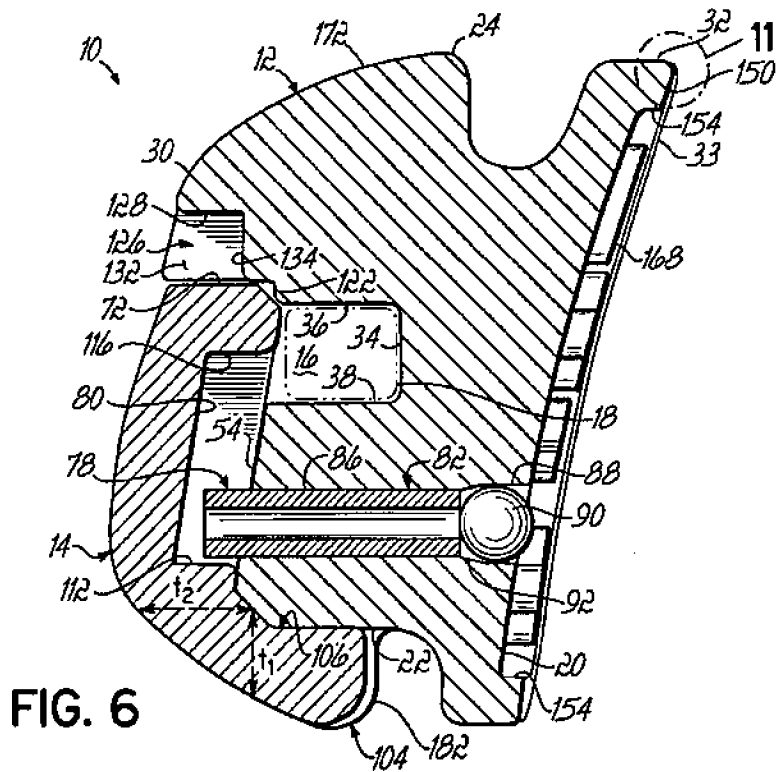


FIG. 5



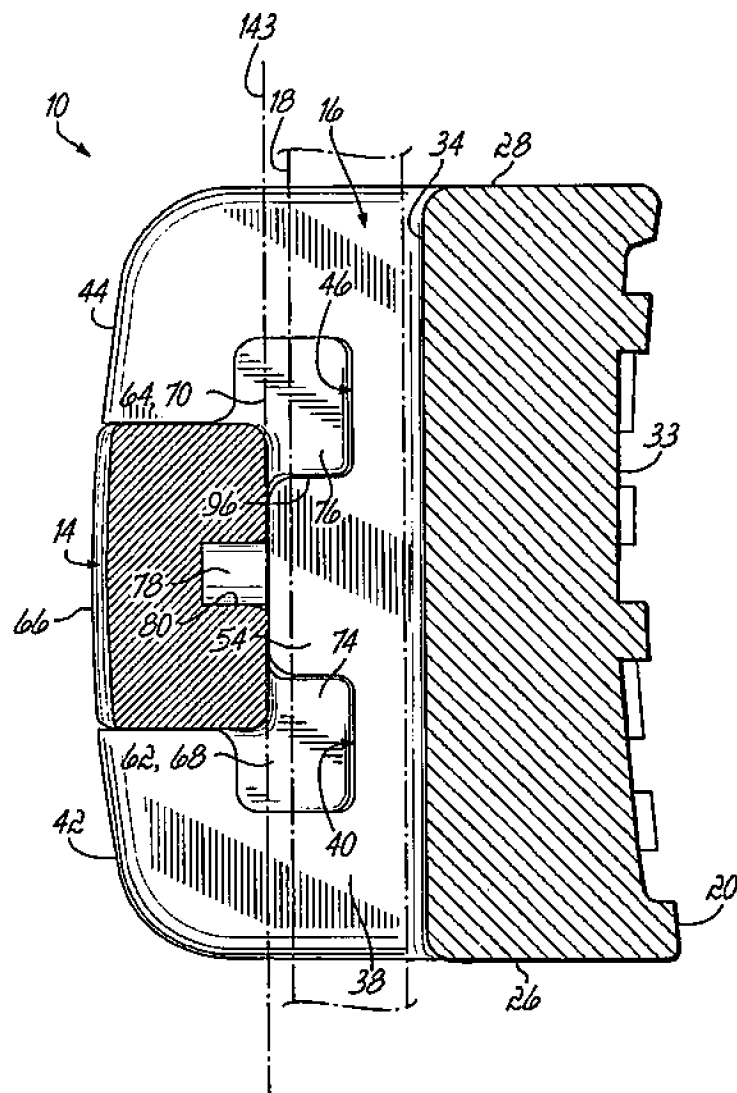


FIG. 8

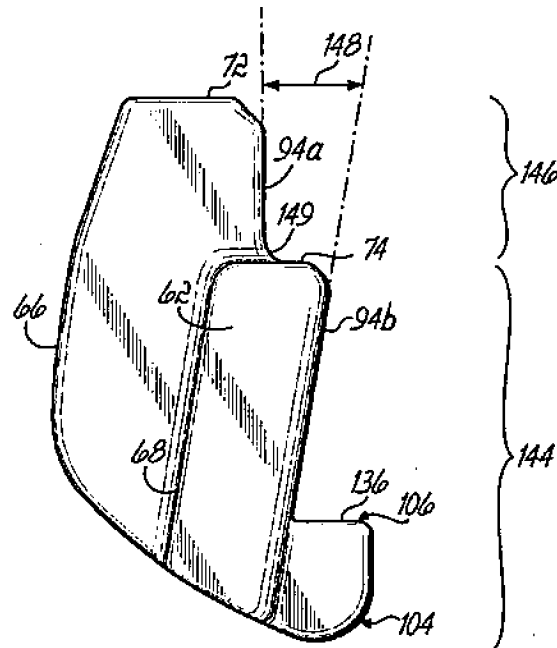


FIG. 9

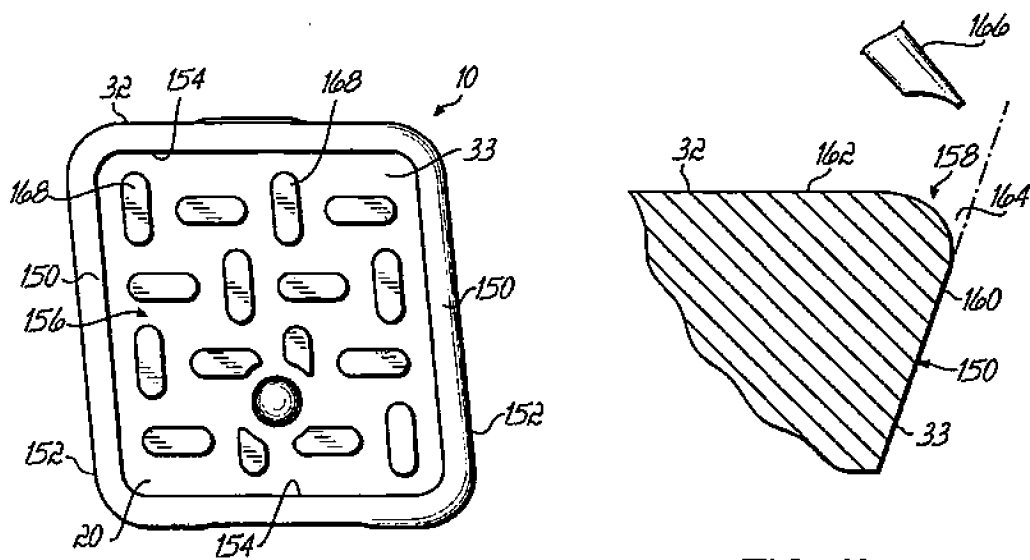


FIG. 10

FIG. 11

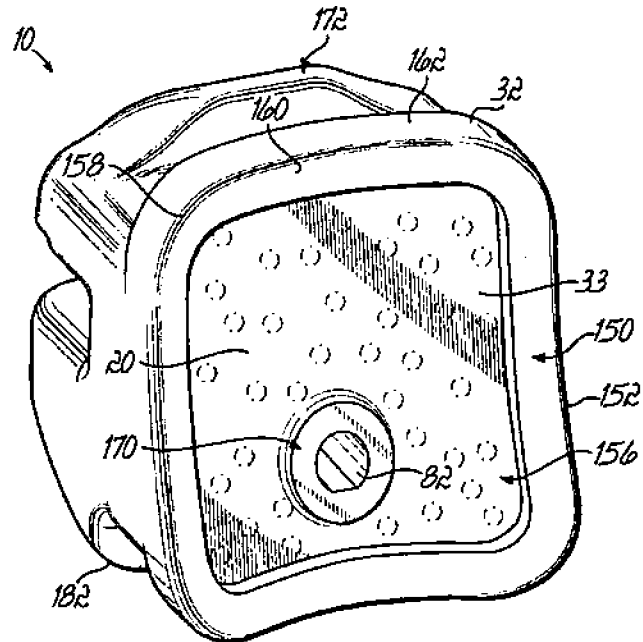


FIG. 12

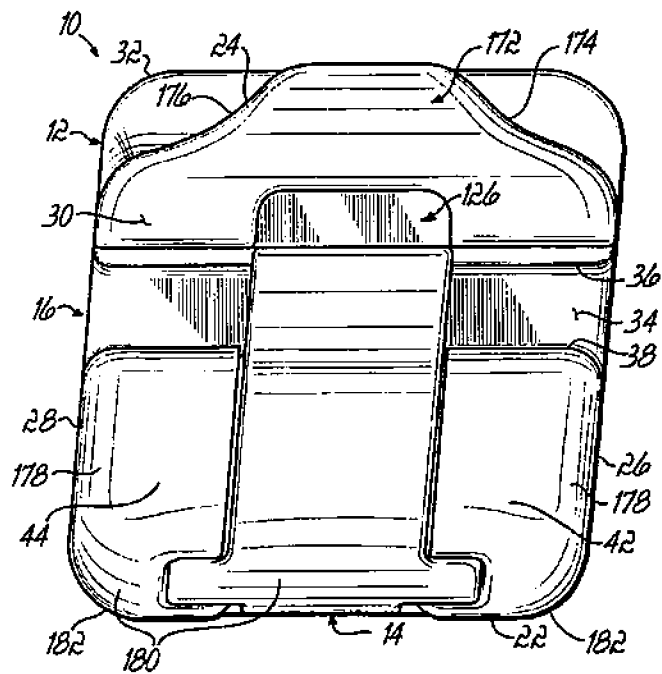


FIG. 13

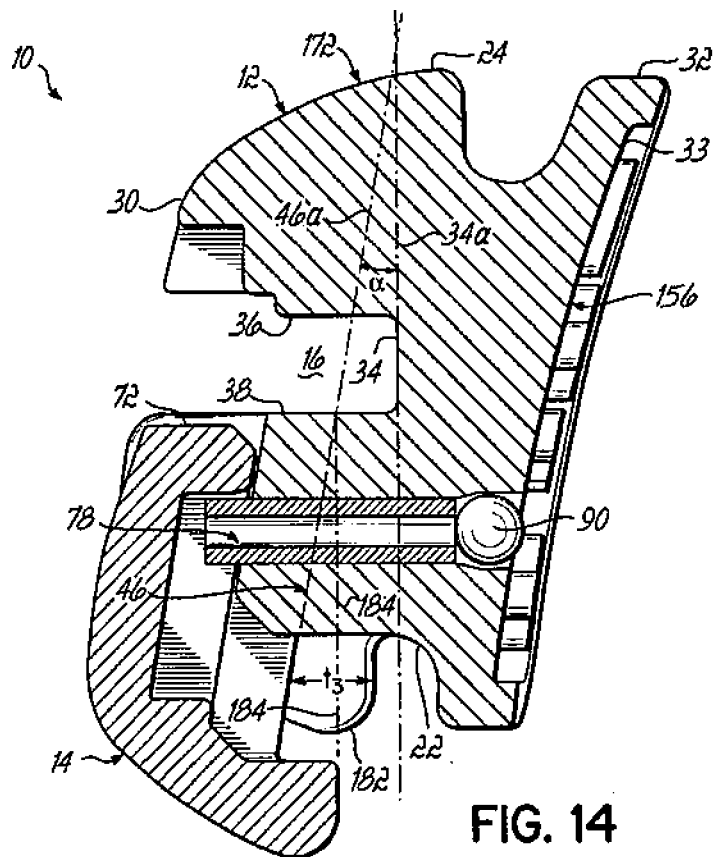


FIG. 14

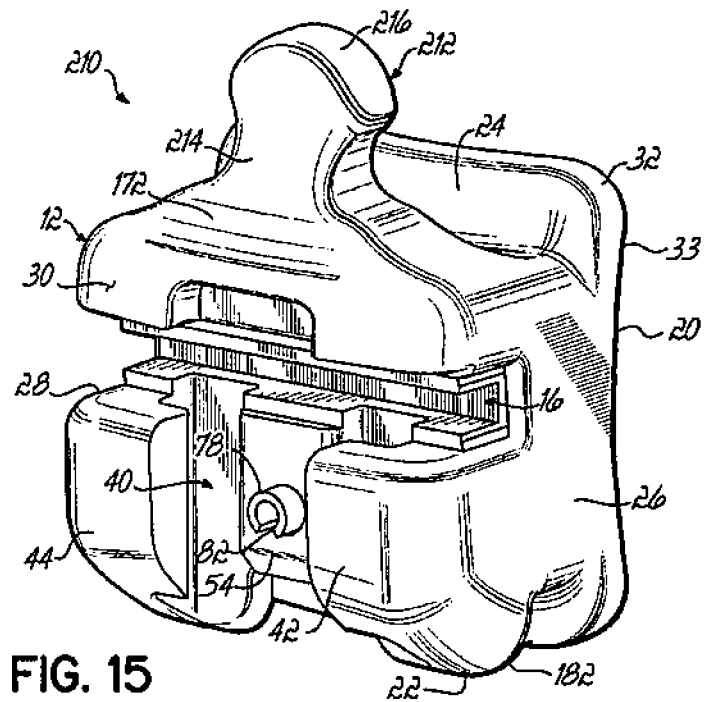
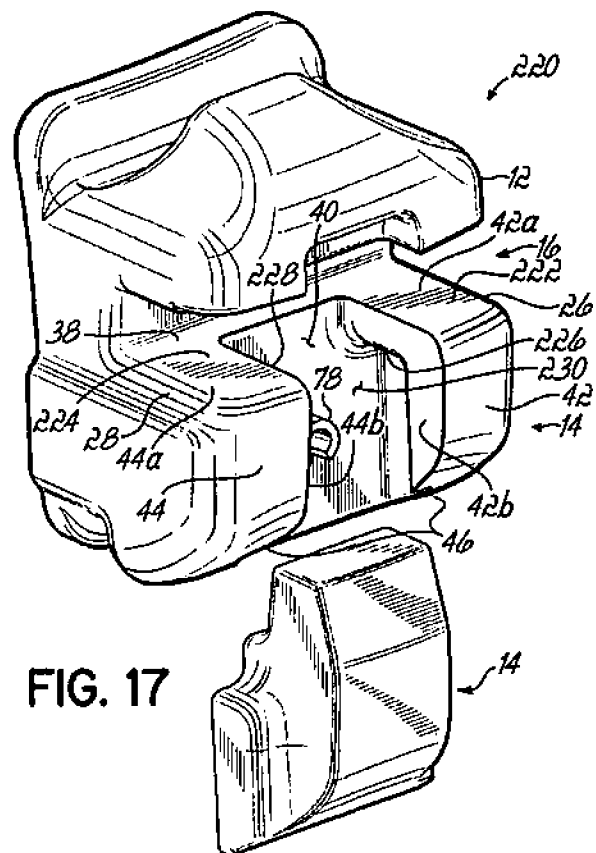
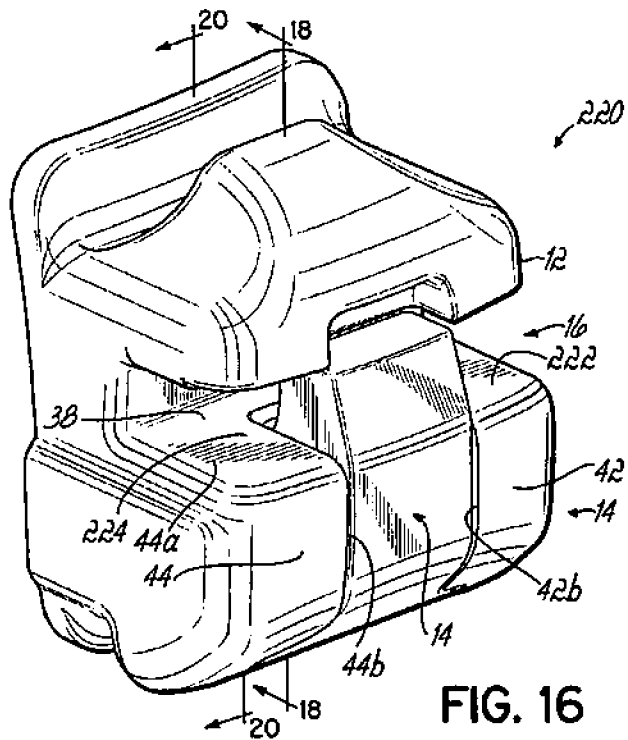


FIG. 15



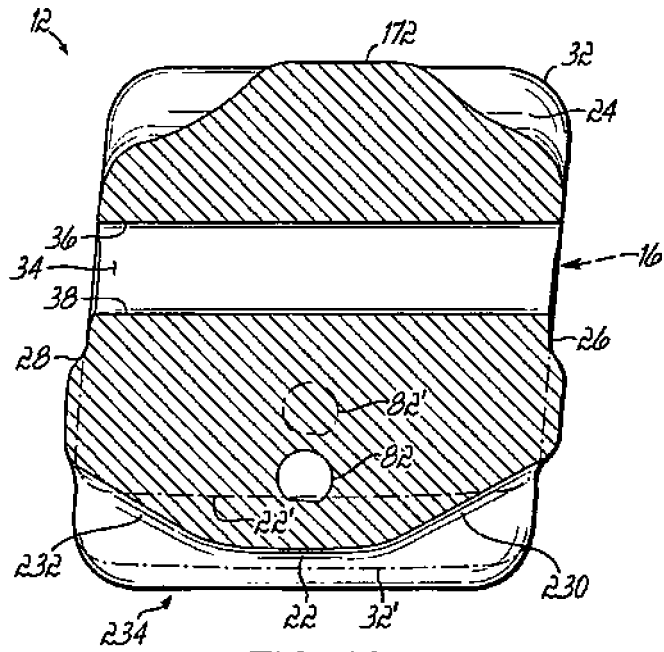


FIG. 18

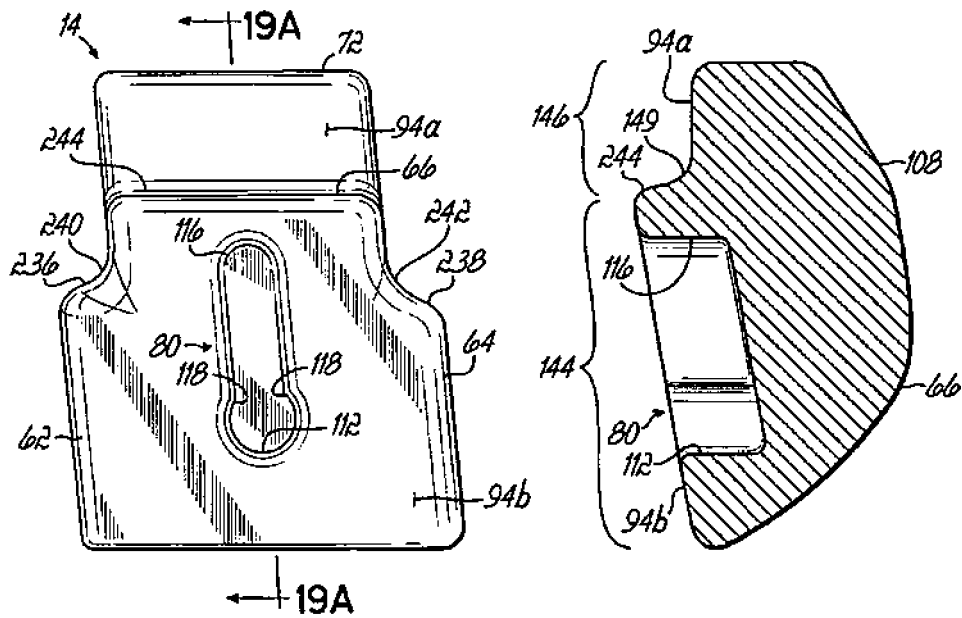


FIG. 19

FIG. 19A

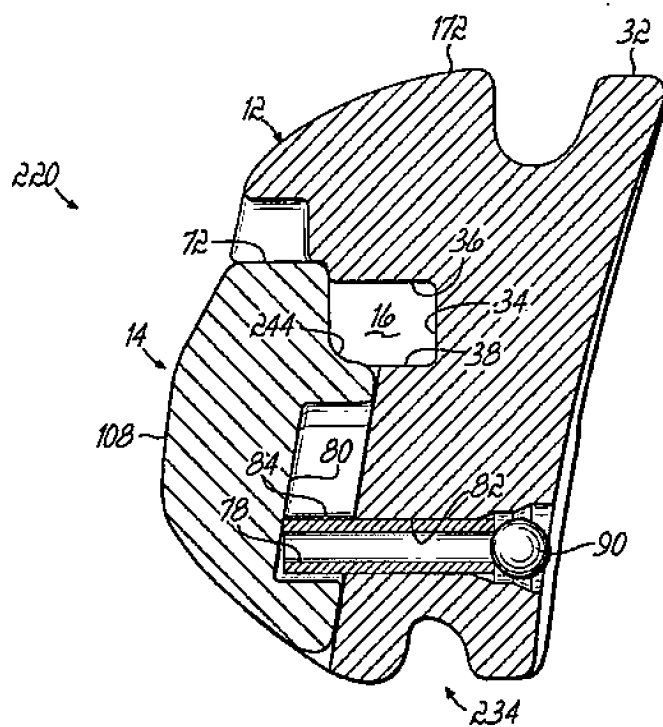


FIG. 20

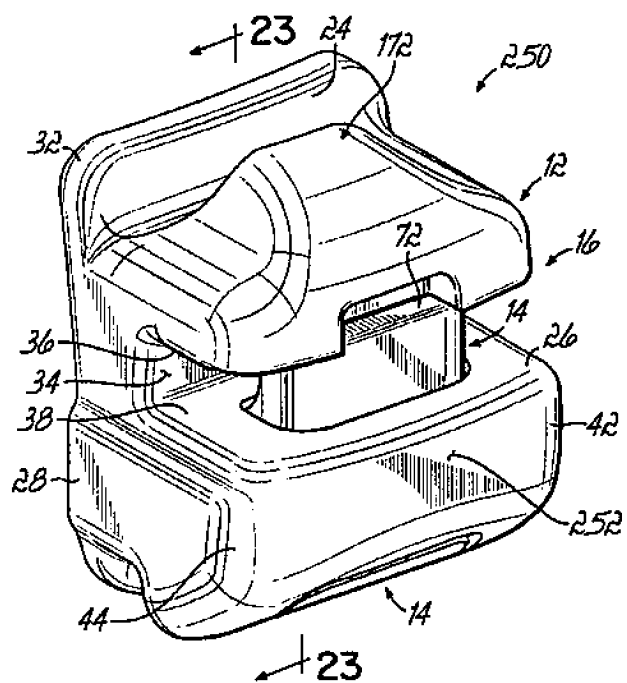


FIG. 21

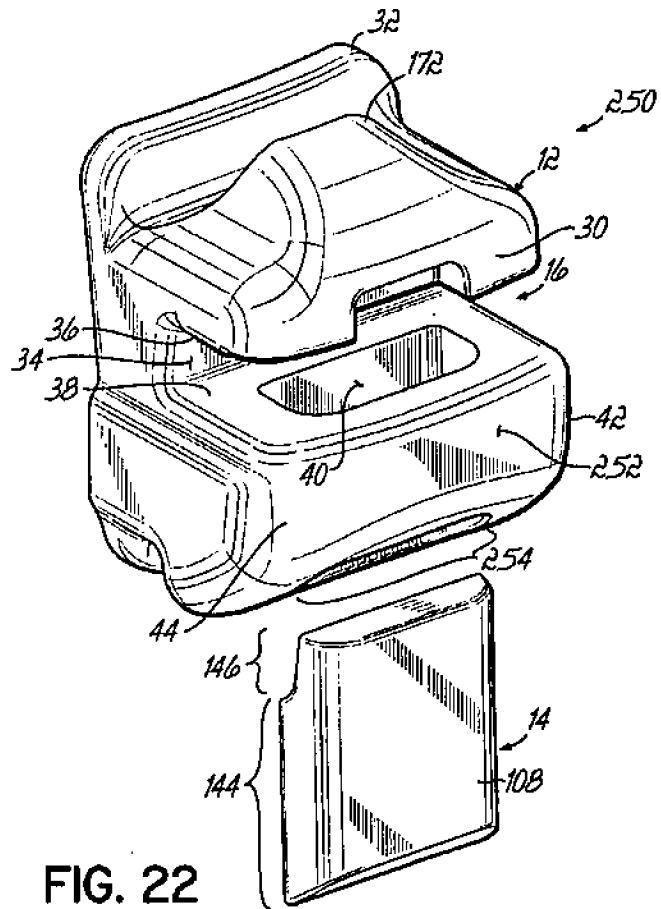


FIG. 22

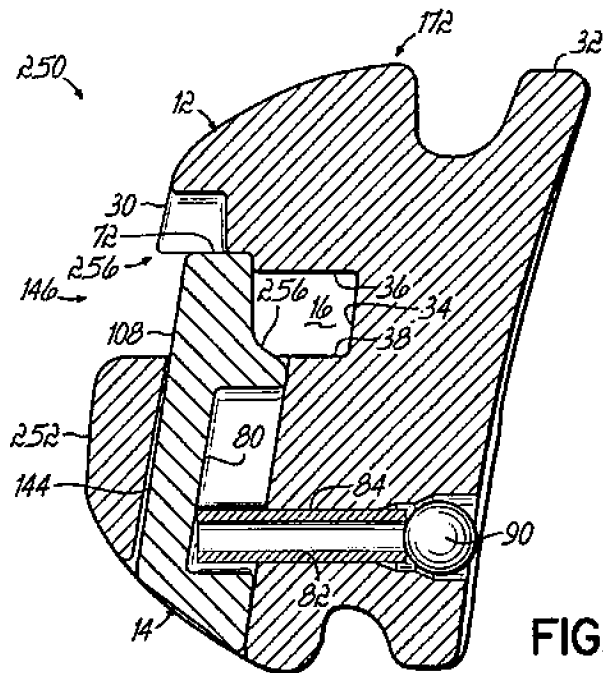


FIG. 23

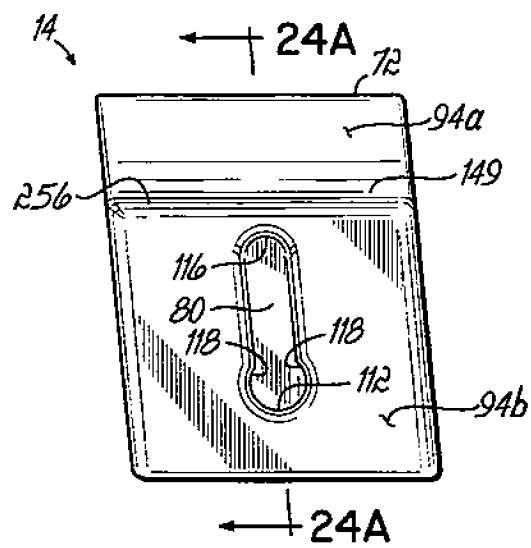


FIG. 24

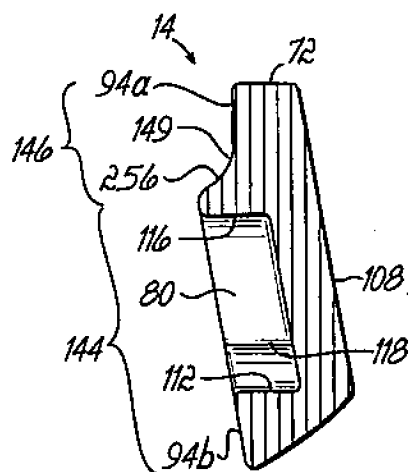


FIG. 24A

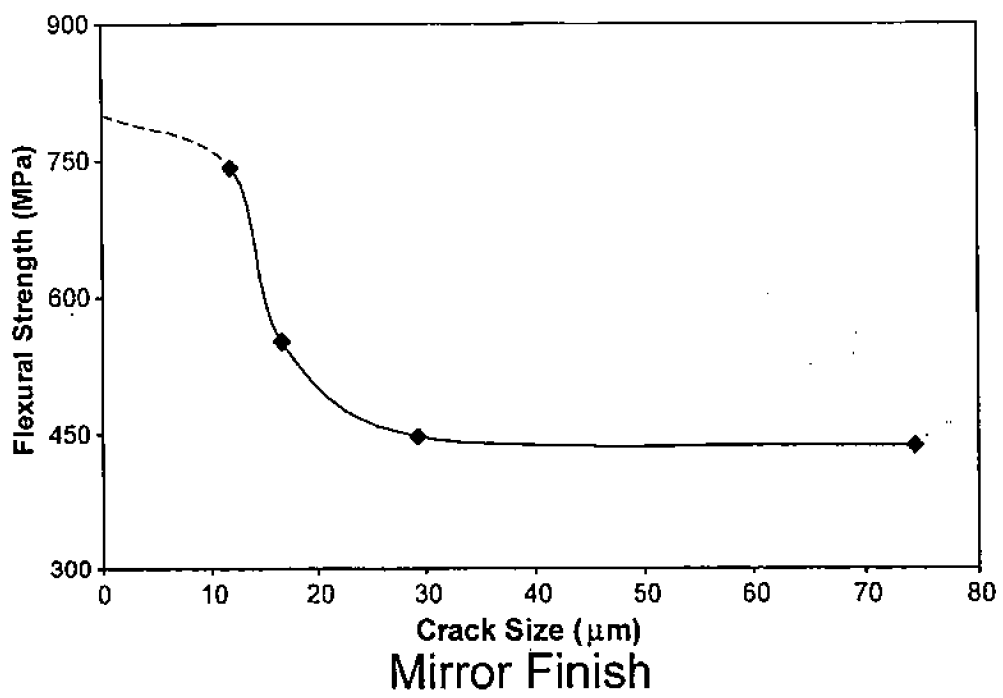


FIG. 25

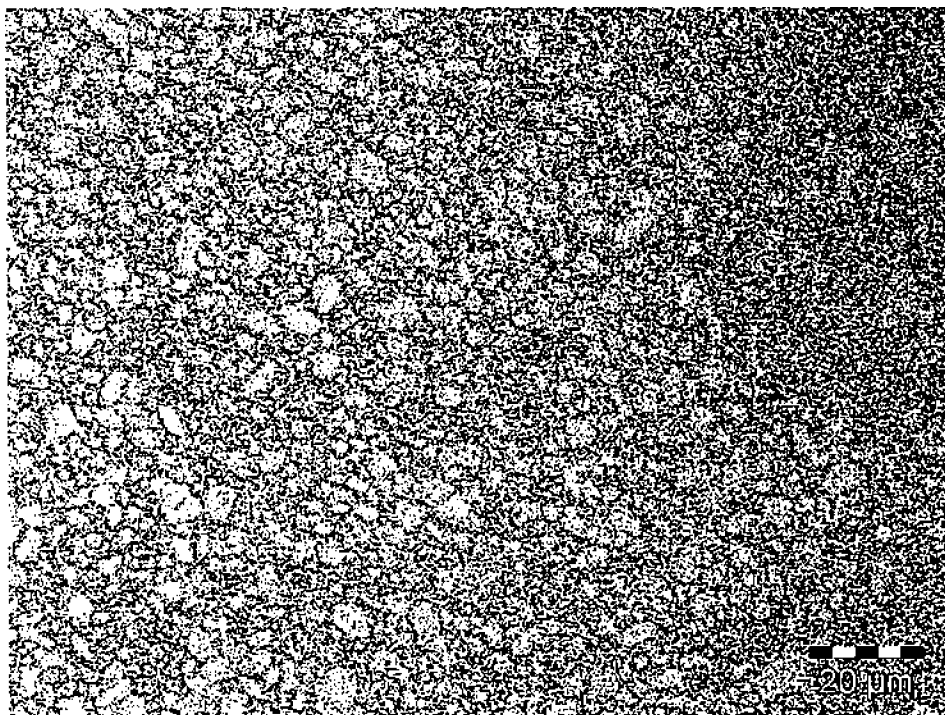


FIG. 26A

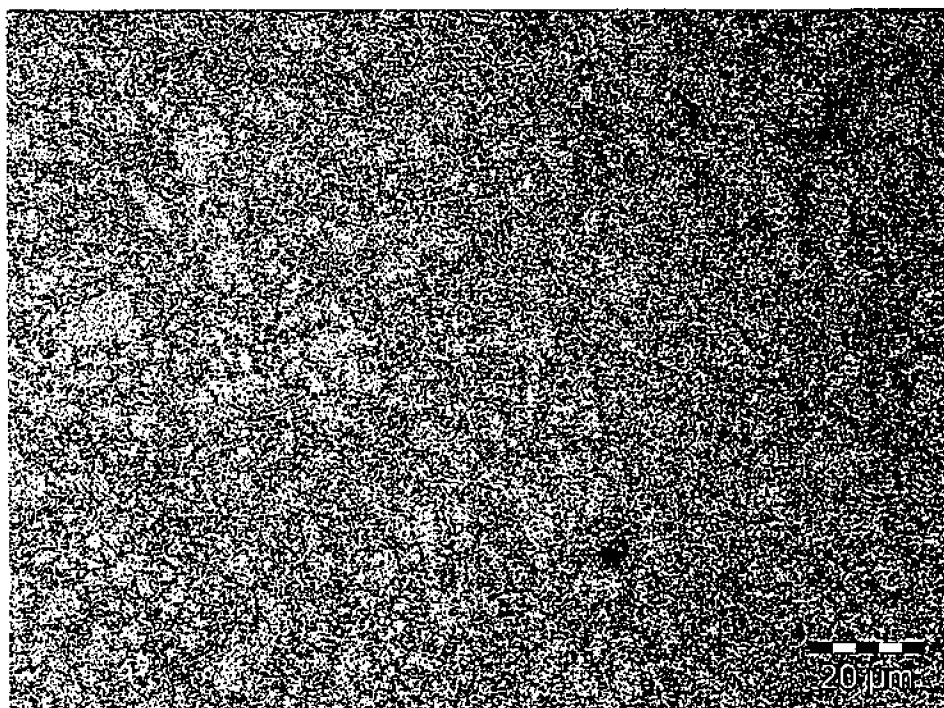


FIG. 26B

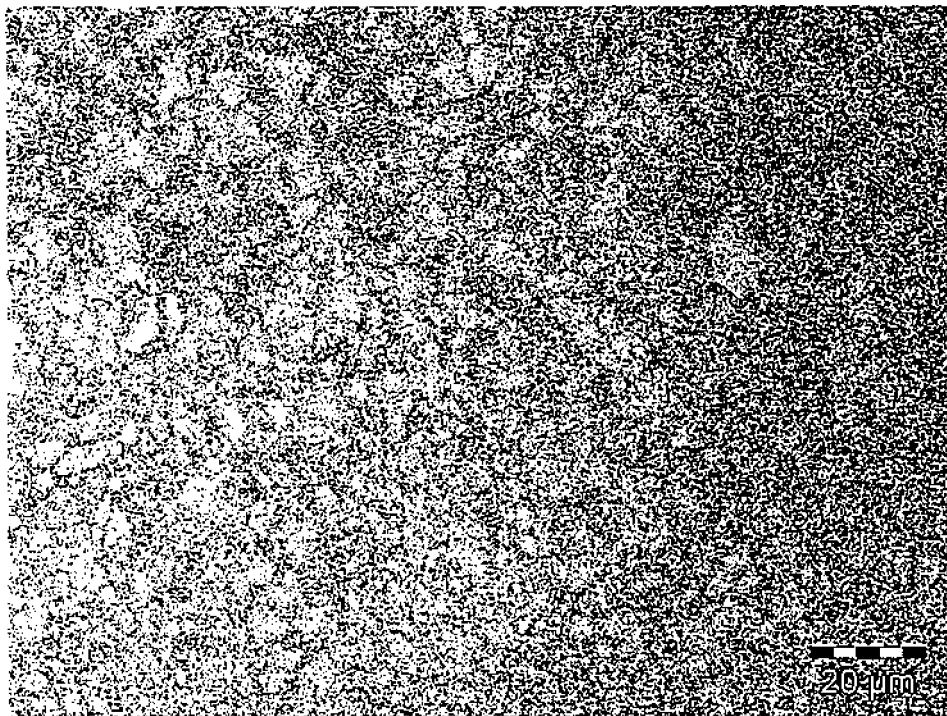


FIG. 26C

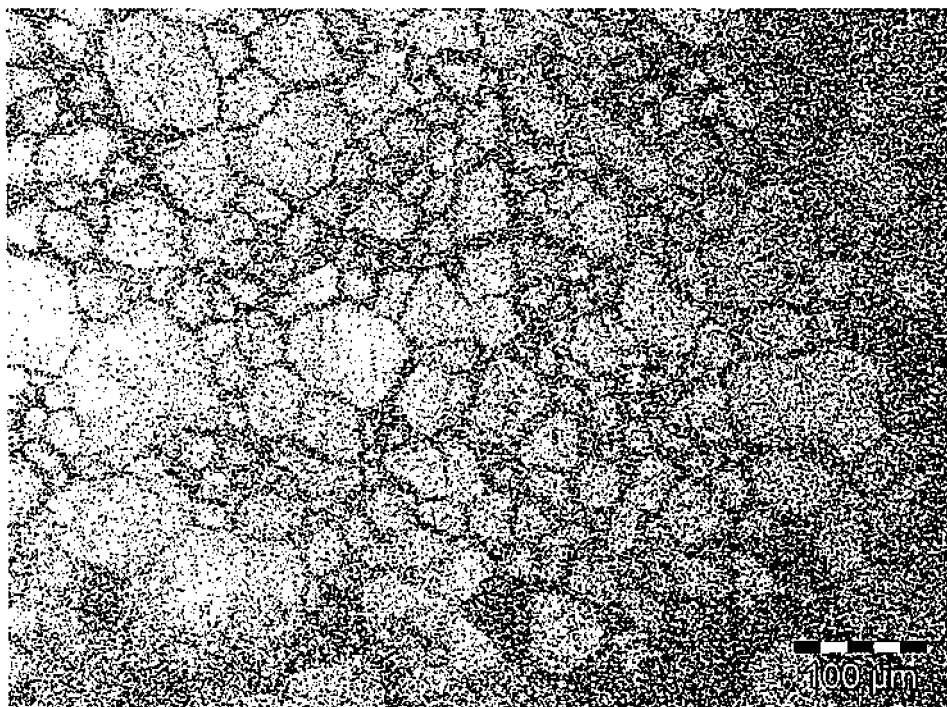


FIG. 26D

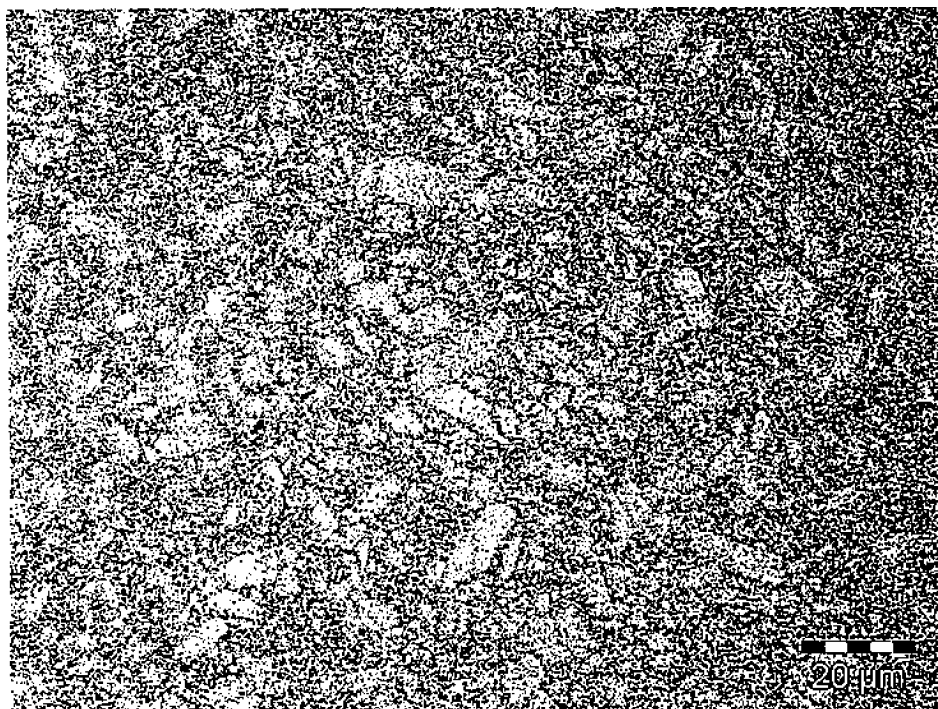


FIG. 27A

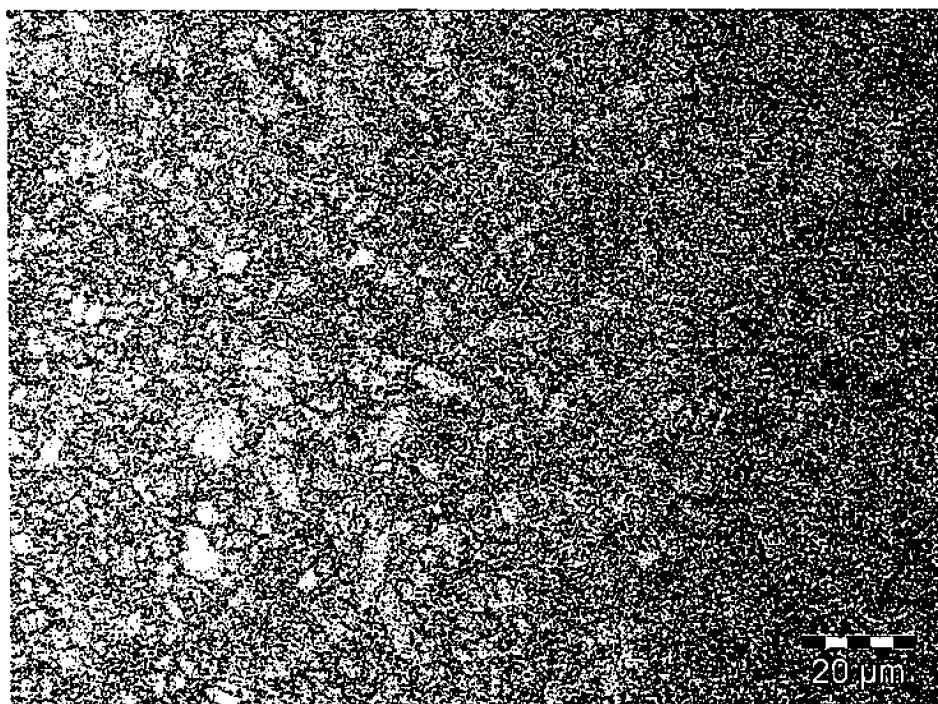


FIG. 27B

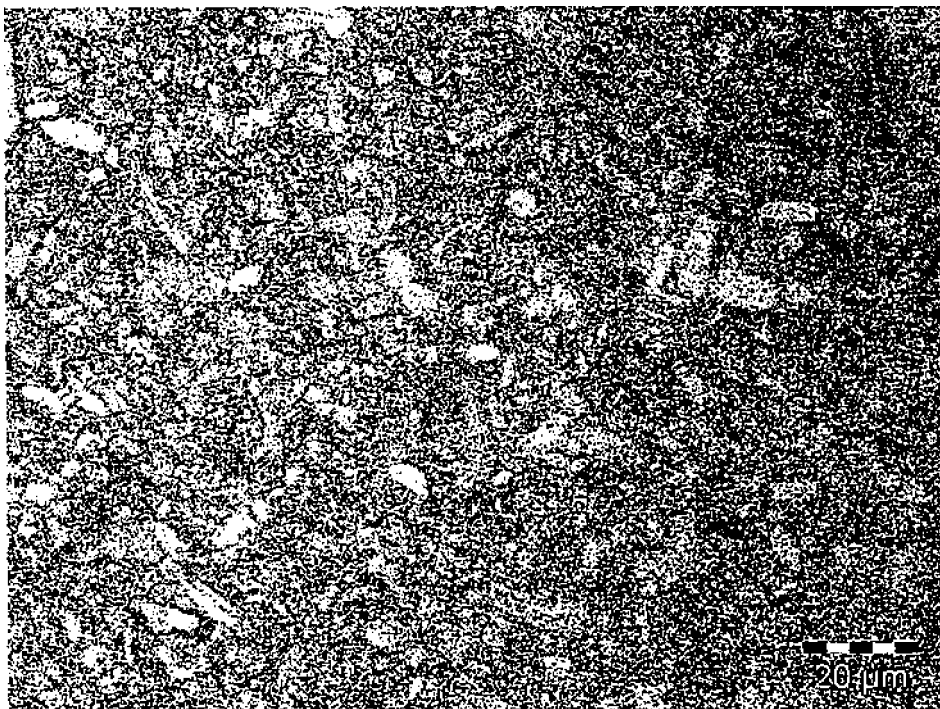


FIG. 27C

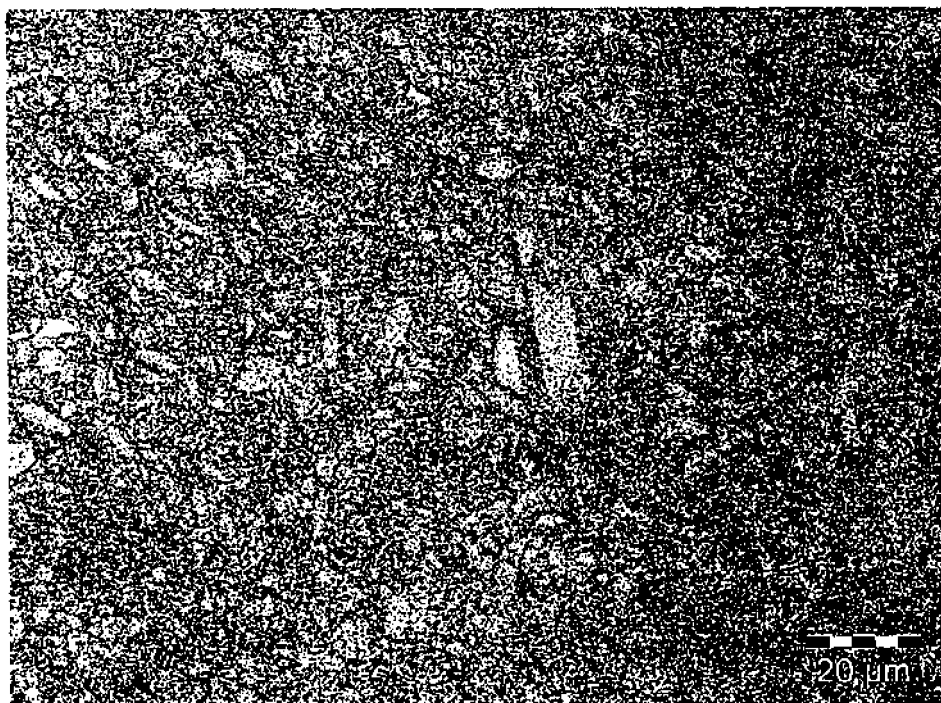


FIG. 27D

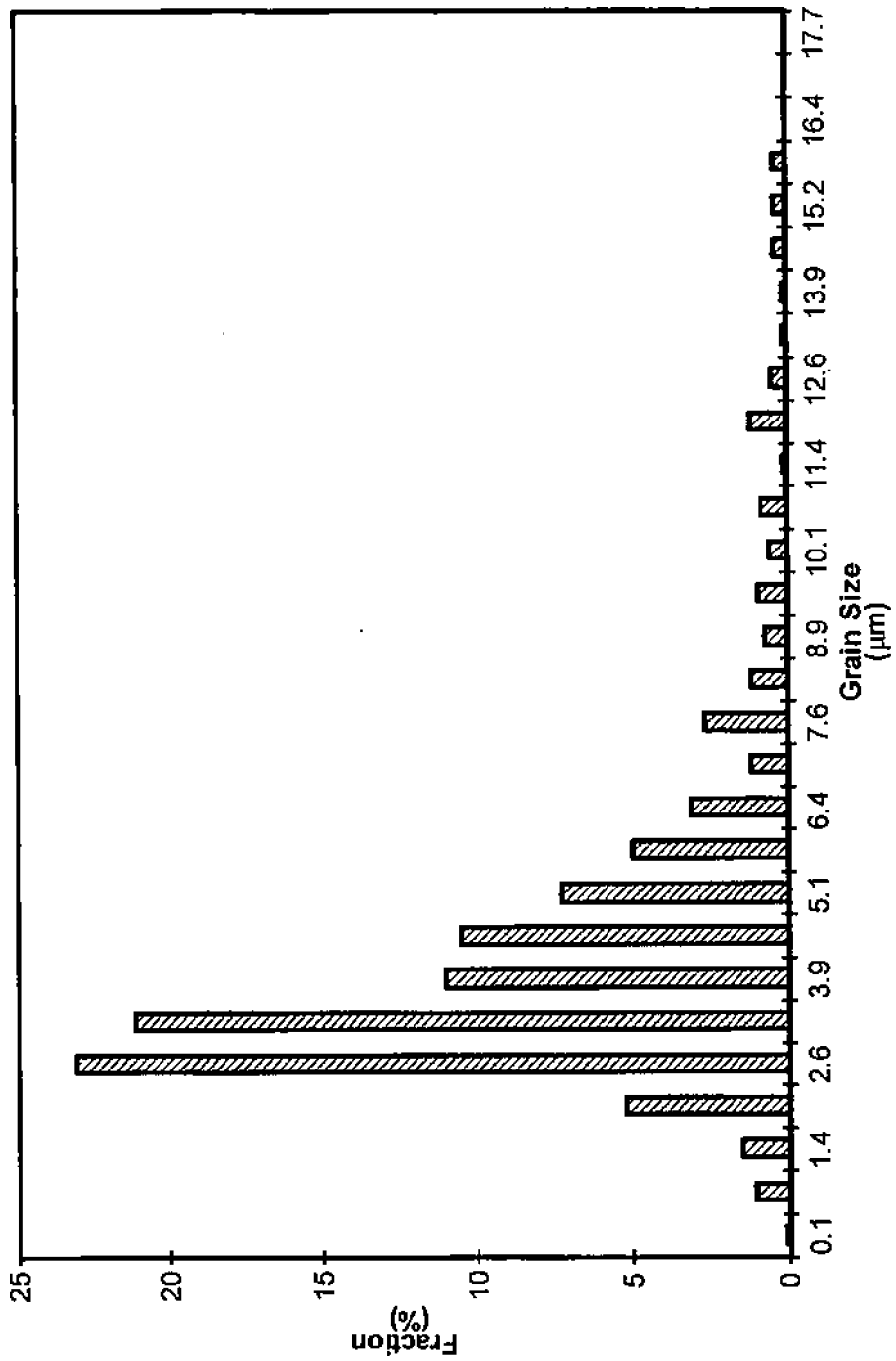


FIG. 28A

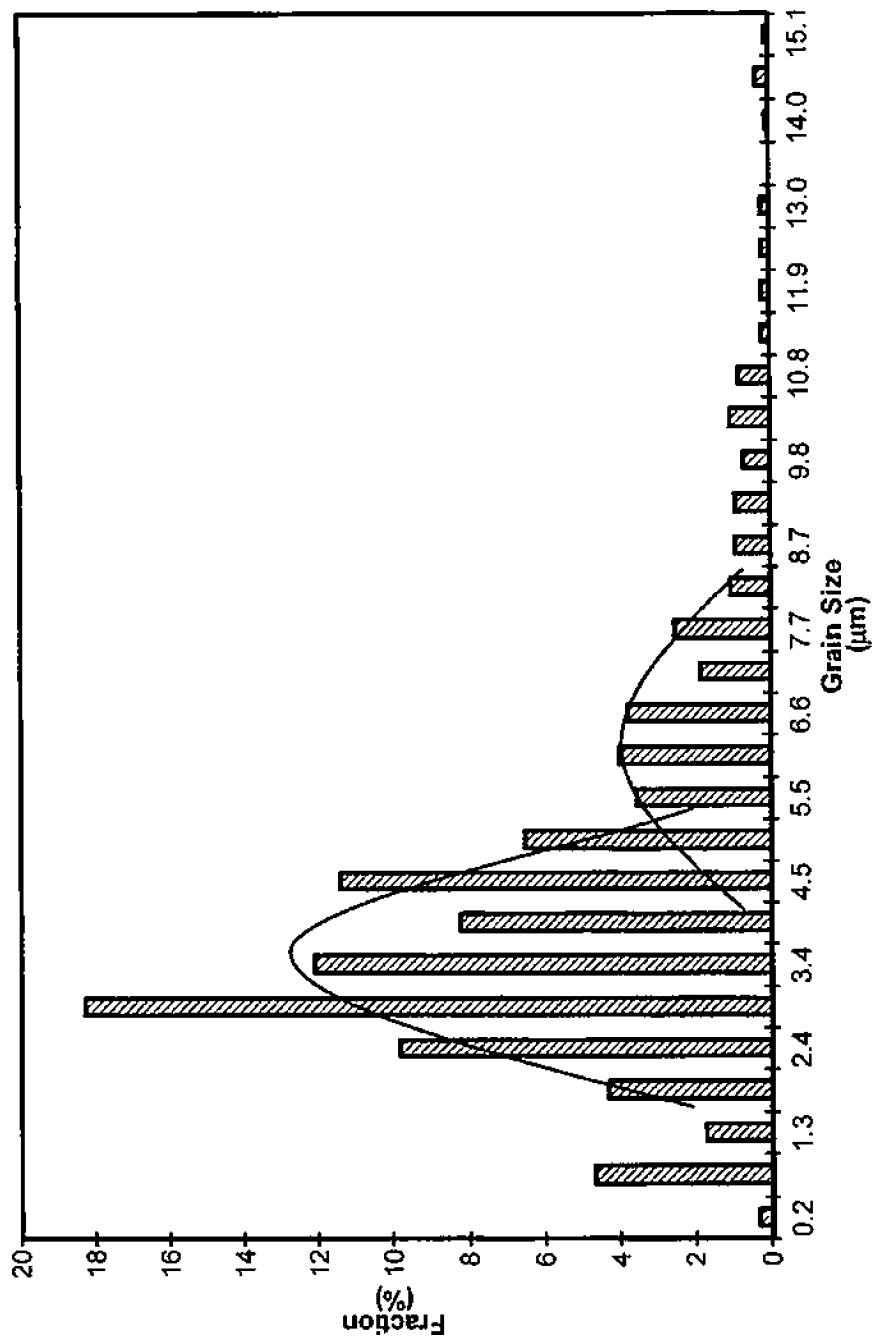


FIG. 28B

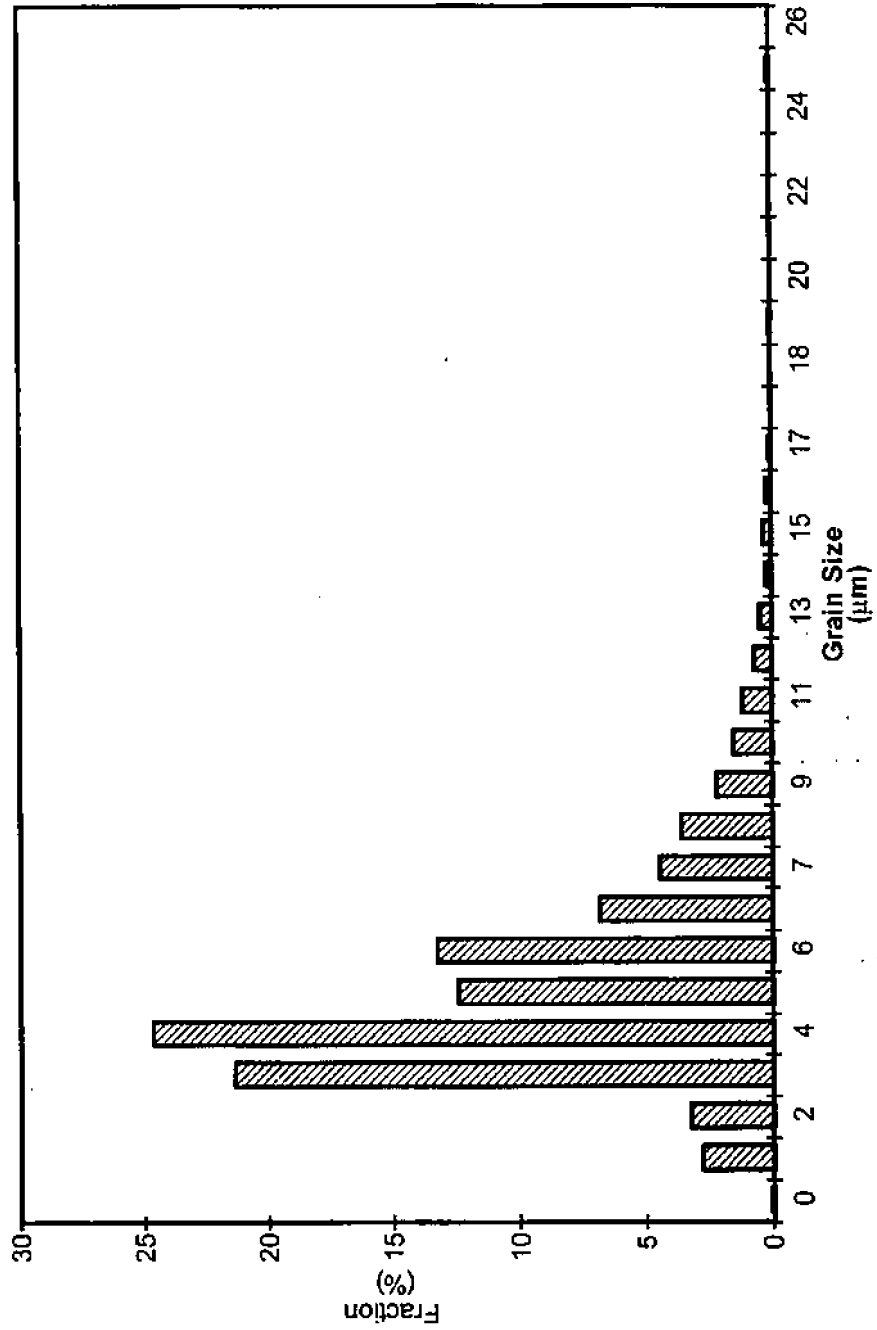


FIG. 28C

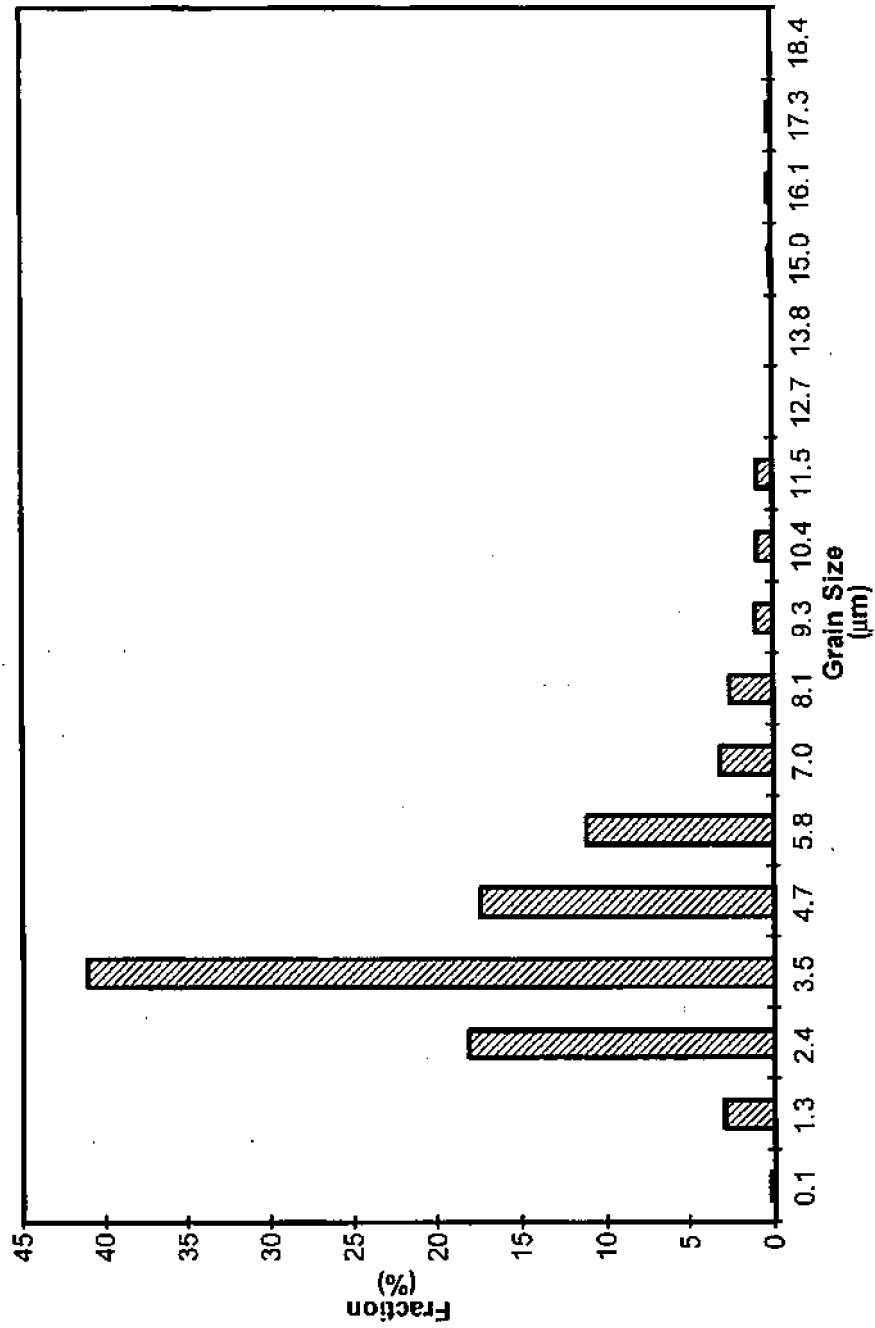


FIG. 28D

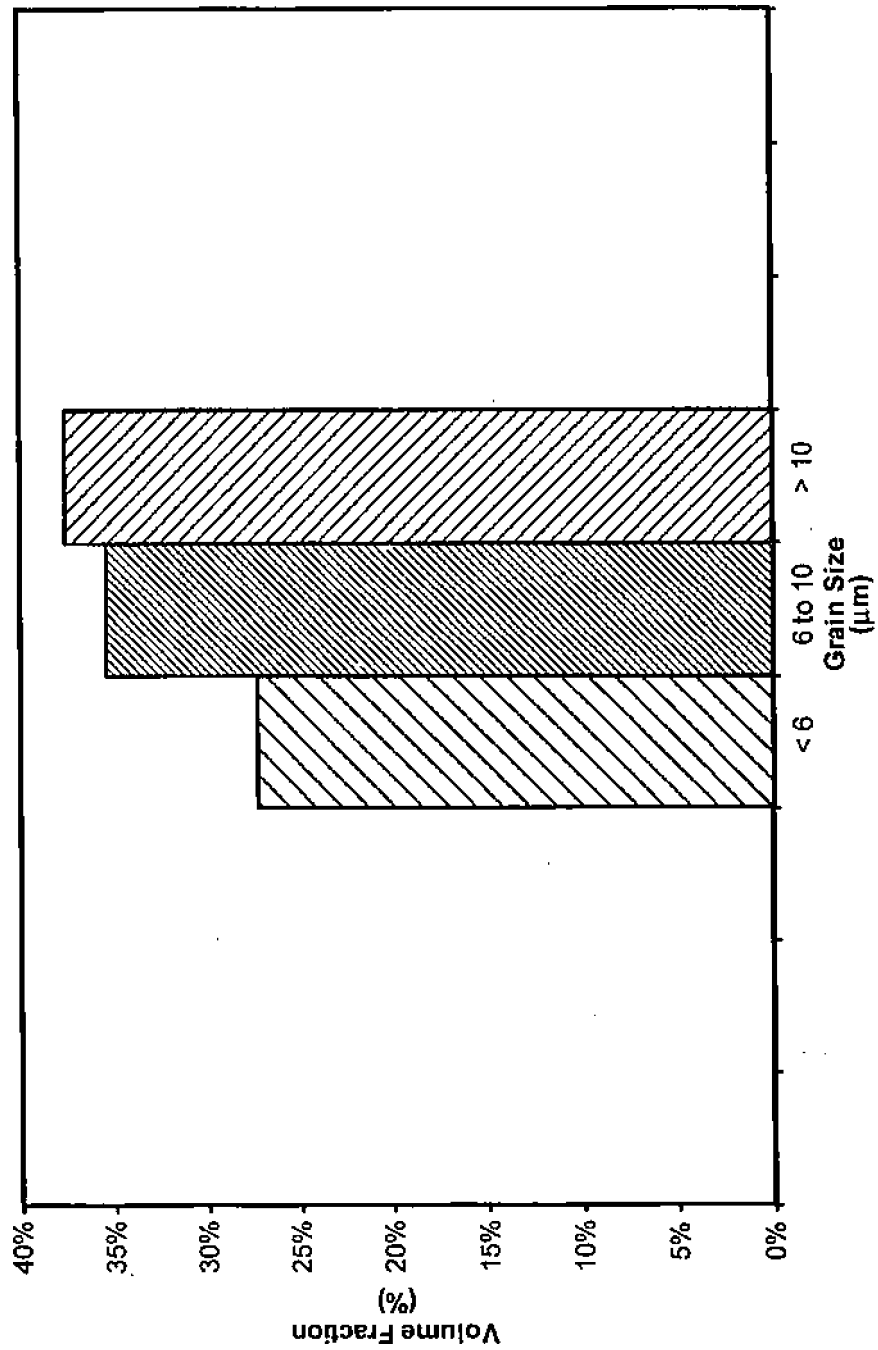


FIG. 29

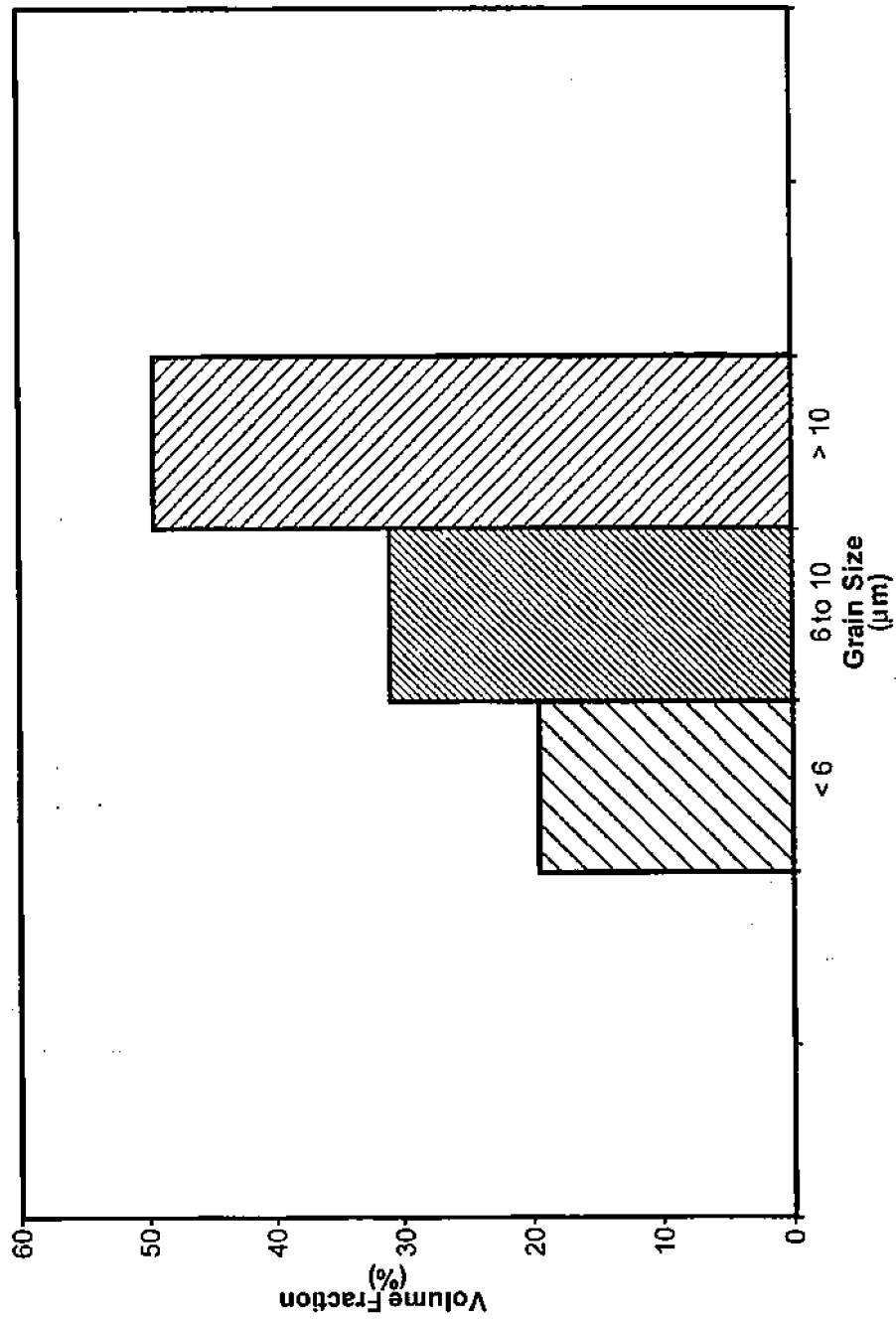


FIG. 30