



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI0615933-8 A2**



(22) Data de Depósito: 14/09/2006
(43) Data da Publicação: 31/05/2011
(RPI 2108)

(51) *Int.Cl.:*
A61C 8/00 2006.01

(54) Título: **IMPLANTE DENTAL DE DUAS PARTES**

(30) Prioridade Unionista: 25/08/2006 DE 10 2006 040 457.2,
16/09/2005 DE 20 2005 015 074.6, 09/05/2006 DE 20 2006 007 639.5,
30/06/2006 DE 20 2006 010 431.3

(73) Titular(es): JURGEN MEHRHOF

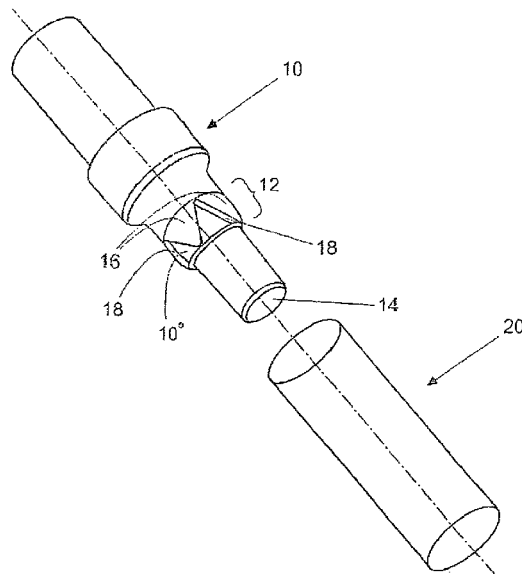
(72) Inventor(es): JURGEN MEHRHOF

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & CIA.

(86) Pedido Internacional: PCT EP2006066378 de 14/09/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/031562 de 22/03/2007

(57) **Resumo:** IMPLANTE DENTAL DE DUAS PARTES A invenção refere-se a um implante dental de duas partes com uma parte de implante distal e uma proximal, as quais, em um estado conectadas uma com a outra em um ponto de conexão, são pelo menos indiretamente contíguas uma à outra e, na região do ponto de conexão, apresentam superfícies voltadas umas para as outras, em que entre as superfícies voltadas umas para as outras da parte de implante distal e da parte de implante proximal é previsto um corpo de vedação que possui faces de vedação voltadas para as superfícies, as quais encostam vedantemente em suas superfícies voltadas umas para as outras no definitivo estado conectado das duas partes de implante, e, além disto, entre a parte de implante distal e a parte de implante proximal são previstas faces de contato voltadas umas para as outras, as quais, no implante dental montado pronto, se chocam umas sobre as outras e as quais limitam a medida da aproximação das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, entre as quais o corpo de vedação é disposto, de modo que as faces de contato definem uma distância mínima das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, que é transposta pelo corpo de vedação, em que o corpo de vedação consiste pelo menos parcialmente de um material elástico.



“IMPLANTE DENTAL DE DUAS PARTES”

5 A invenção se refere a um implante dental de duas partes. Uma parte de implante distal é configurada como raiz artificial de dente para a implantação em um osso de mandíbula e uma parte de implante proximal porta uma coroa artificial de dente.

10 A invenção se refere em particular à conexão entre partes de implante distal e proximal, a seguir também designada como conexão de encontro de implante e abreviadamente como IAV. A extremidade proximal da parte de implante distal e a extremidade distal da parte de implante proximal são geometricamente conformadas adaptando-se uma à outra e são contíguas uma à outra no estado implantado da haste.

15 Implantantes dentais servem para a substituição dos dentes que foram perdidos. Em implantes dentais se distingue sistemas de uma parte e de duas partes. A presente invenção se refere a um sistema de duas partes. Sistemas de duas partes deste tipo possuem uma parte de implante distal e uma parte de implante proximal. A parte de implante distal é inserida no osso de mandíbula e se estratifica ali com o osso. A parte de implante proximal - também mencionada como encontro - projeta-se por alguns milímetros para dentro do espaço bucal e serve como núcleo de dente artificial. No presente caso, a parte de implante distal forma uma raiz artificial de dente, enquanto a parte de implante proximal forma o anteriormente mencionado núcleo de dente artificial. A parte de implante proximal assume as mais diferentes formas de substitutos de dentes, por exemplo na forma de uma coroa, e conecta-os através da parte de implante distal com o maxilar.

25 A parte de implante distal e a parte de implante proximal são usualmente conectadas entre si em direção longitudinal por meio de um pino rosqueado que se projeta na direção longitudinal. A geometria da região de conexão entre a parte de implante distal e a parte de implante proximal é de

tal maneira que a conexão entre ambas partes de implante é com engate devido à forma ou à força, ou ambos.

As exigências mais importantes feitas à conexão entre parte de implante distal e parte de implante proximal são: a conexão tem que estável, pois ela está exposta a enormes forças de mastigação. As partes de ajuste têm que ser trabalhadas de forma muito exata e não devem apresentar nenhuma fenda no estado reunido. A montagem deve ser separada a qualquer tempo do implante e deve poder ser conectada novamente com ela. A montagem deve poder ser substituída por outras superestruturas. As duas partes de implante devem ser rígidas e sem folgas bem como segura contra giro ao redor do eixo geométrico longitudinal do implante. Isto é de particular importância quando vários implantes foram introduzidos em uma mandíbula e esses implantes individuais devam acolher uma complexa construção coerente, tais como talvez uma ponte de implante rosqueada que se assenta firmemente. Uma tal construção de implante somente pode ser produzida com exatidão com uma precisa segurança contra torção ou giro. Quando várias superestruturas de implante devem ser conectadas diretamente entre si, por exemplo no caso de uma subconstrução de ponte que, via de regra, porta uma prótese removível, se pode prescindir de uma segurança contra rotação. Nas superestruturas de ponte que são previstas para este uso, ainda uma outra exigência é colocada em adição às exigências já mencionadas: Superestruturas de ponte têm que permitir a possibilidade que várias superestruturas conectadas entre si sejam colocadas também sem problemas sobre os implantes, e possam ser conectadas com estas quando as Fixações de implante, como usual, não são introduzidas paralelas uma em relação à outra no osso.

Os conhecidos implantes dentais de duas partes não satisfazem as exigências anteriormente mencionadas na medida desejada. Um problema particular em muitos implantes conhecidos de duas partes é a transição entre as duas partes de implante. Propostas conhecidas de solução não são

satisfatórias, por exemplo da EP 0 842 643, US 5.919.043, EP 1 371 342 ou US 6 152 737.

5 O objetivo da invenção é prover um implante dental de duas partes, que é aperfeiçoado com relação às exigências anteriormente mencionadas.

Este objetivo é atingido de acordo com a invenção por meio de um implante dental de duas partes, em que entre parte de implante proximal e parte de implante distal é prevista uma vedação formada com auxílio de um corpo de vedação, que veda de tal maneira as partes de implante proximal e distal com relação às faces opostas, que germens e bactérias podem penetrar.

10 Preferivelmente, as partes de implante distal e a proximal apresentam faces de esbarro voltadas umas para as outras, as quais, no implante dental montado pronto, se chocam umas sobre as outras. Estas faces de esbarro voltadas umas para as outras limitam a medida da aproximação das duas superfícies voltadas uma para a outra das partes de implante, entre as quais o corpo de vedação é disposto, e, assim, a compressão máxima do corpo de vedação, na medida em que as faces de esbarro definem uma distância mínima das duas superfícies voltadas uma para a outra das partes de implante. Desta maneira é assegurado que as forças axiais que atuam sobre o implante, por exemplo, forças de mastigação, não sejam acolhidas pelo corpo de vedação, mas sim sejam transferidas através das faces de esbarro voltadas umas para as outras.

25 Em uma variante preferida do corpo de vedação, este apresenta faces de vedação feitas de material elástico, de modo que as faces de vedação se encostam de modo vedante ou estanque em superfícies previstas para esta finalidade das partes de implante distal e proximal, quando a parte de implante distal e a parte de implante proximal são ligadas uma com a outra. A vedação bem como partes de implante proximal e distal são conformados de tal maneira que, após estabelecimento da conexão definitiva entre partes de

implante distal e proximal, reina uma compressão superficial entre as faces de vedação do corpo de vedação e as correspondentes superfícies das duas partes de implante, a qual, então, é mantida quando o implante é submetido às forças de mastigação e se deforma elasticamente, em consequência dessas forças de mastigação, também na região da transição da parte de implante proximal para a distal.

Com isto, de acordo com a invenção, entre duas faces frontais, confrontantes uma à outra e que se situam externamente com relação à direção radial da haste, quando de haste bipartida montada pronta, na direção longitudinal da haste, está previsto um corpo de vedação na qualidade de vedação, o qual é dimensionado de tal forma que ele, quando de carregamento axial do implante dental, não é comprimido na direção axial da haste e, quando de carregamento lateral, fica sempre comprimido por uma medida mínima. Na reunião do implante, a vedação é, assim, comprimida apenas pela medida necessária, de modo que a conexão de encontro de implante assegura uma estanqueidade sob todas circunstâncias possíveis. A medida da compressão é dependente do material e da espessura do material; no uso de uma maior altura de montagem da vedação, a possibilidade de compressão do material poderia deixar de se realizar de forma menor a fim de compensar os movimentos na região de vedação.

Para a montagem do corpo de vedação, um suporte de corpo de vedação está preferivelmente previsto, o qual serve como ajuda de posicionamento para o corpo de vedação e já pode ser equipado pelo fabricante do corpo de vedação, de modo que o dentista que monta o implante finalmente pronto, pode montar facilmente o corpo de vedação com auxílio do suporte de corpo de vedação.

O ensaio explicado mais detalhadamente a seguir mostra que vedações com um corpo de vedação feito de material rígido não podem assegurar a desejada estanqueidade:

Um implante investigado foi apertado até a altura do ressalto de implante (extremidade proximal da parte de implante distal) rigidamente em um dispositivo de retenção.

5 A parte de implante proximal foi aparafusada sobre a parte de implante distal por meio de um pino rosqueado com uma definida força de montagem. Uma força de 100N foi aplicada com ângulo de 30° em relação ao eixo longitudinal do implante sobre a face frontal proximal da parte de implante proximal e, assim, uma deformação de material elástica (reversível) dos componentes de implante reunidos foi provocada.

10 Isto forneceu os seguintes resultados de medição:

Na região das duas superfícies voltadas uma para a outra das duas partes de implante resultaram as seguintes alterações durante a ação de força:

15 No lado que incide força, a medida da massa nominal prevista para a vedação aumentou (fenda definida) por um valor $\geq 1 \mu\text{m}$.

No lado oposto à ação de força, a medida da massa nominal prevista para a vedação (fenda definida) diminui pelo mesmo tempo por um valor de $\geq 50 \mu\text{m}$.

20 O ensaio foi realizado com os materiais de uma liga de titânio (Ti6Al4V) e uma cerâmica (ZrO₂).

As medições apóiam o reconhecimento que serve de base para a invenção, que uma vedação deformável rígida ou plástica não representa nenhuma proteção contra uma penetração de bactérias nesta região.

25 Vedações que se baseiam no princípio da deformação permanente de um corpo de vedação funcionam apenas em conexões sobre cujos componentes não incidem forças.

Implantes dentais servem para a recomposição de órgãos de mastigação perdidos e têm que acolher, com isto, as assim chamadas forças de mastigação, e são permanentemente expostas às mesmas. Já em reduzidas

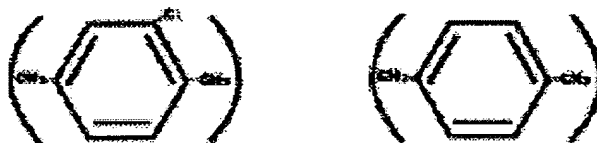
forças extra-axiais e forças axiais, as quais excedem a força de montagem da conexão rosqueada, surgem, na utilização de um corpo de vedação rígido ou dúctil, fendas que não são novamente fechadas. Com isto, estas conexões não são designadas como impermeáveis a bactérias. As forças requeridas para a compressão superficial entre corpo de vedação e respectiva parte de implante podem ser produzidas de duas maneiras. Por um lado, o corpo de vedação pode ser elasticamente comprimidos durante a conexão de parte de implante proximal e parte de implante distal entre as duas partes de implante. Quando o tipo da conexão – por exemplo, uma conexão aparafusada axial – e o tipo e disposição da vedação são escolhidas correspondentemente, é aqui vantajosa uma disposição em que o corpo de vedação tem a forma de um disco circular com abertura de passagem central e é disposto entre duas superfícies que se estendem radialmente da parte de implante distal e da proximal.

Por outro lado, a vedação pode apresentar também um corpo de vedação, o qual se expande após o estabelecimento der conexão entre partes de implante distal e proximal. Uma disposição deste tipo pode ser da melhor maneira realizada quando as superfícies das duas partes de implante são situadas uma à frente da outra em direção radial, de modo que um espaço intermediário que pode ser preenchido pela vedação entre parte de implante proximal e distal deve ser preenchido por um corpo de vedação que tem a forma de um tubo curto que se afila eventualmente em direção à extremidade distal. É vantajoso quando o quando o corpo de vedação apresenta as propriedades elásticas já descritas ou é inserido na parte de implante proximal ou na parte de implante distal em seu estado contraído, por exemplo, em seguida a outra respectiva parte de implante é conectada com a primeira parte de implante e o corpo de vedação se expande em seguida – por exemplo em consequência de aquecimento -. O mesmo princípio também pode ser utilizado sobre uma vedação em que o corpo de vedação tem a forma de um disco circular com abertura de passagem central.

Materiais apropriados para o corpo de vedação são plásticos biocompatíveis e, em particular, elastômeros ou durômeros. Para esta finalidade entra também em cogitação uma mistura especialmente apropriada de borracha e PTFE. Esta mistura contém preferivelmente negro de fumo como material de carga. Também, elastômeros termoplásticos e ligas de elastômero (por exemplo polipropileno do grupo da poliolefina), termoplásticos (por exemplo, perfluoroelastômeros (PTFE, FKM, FFKM, FFPM) e Polietereceterona (PEEK)) e Duroplástico (Amino ou Fenolplástico) ou um silicone, entram em cogitação como plástico elástico para o corpo de vedação. Dentre estes elastômeros, é o FFKM particularmente apropriado, o qual contém PTFE como material de base, como ácido silícico como material de carga. Uma coloração negra de um tal elastômero pode ser obtida com negro de fumo e uma coloração branca pode ser obtida com dióxido de titânio ou sulfato de bário. Já ácido silícico sozinho pode proporcionar uma suficiente coloração branca.

Especialmente apropriado é também um corpo de vedação, o qual, em grandes partes, é formado por um elastômero, o qual é revestido em seu lado externo com um termoplástico ou com um durômero, e, mais especificamente, preferivelmente com PTFE. Aqui, o elastômero resiste permanentemente à tensão e o PTFE é resistente à boca e veda duradouramente.

Um outro material de revestimento apropriado é um dímero, tal como diapraxilileno, o qual é também conhecido como Parylene e que pode ser aplicado sobre superfícies a serem revestidas por meio de um processo de revestimento por plasma. Apropriadas espessuras de camada estão situadas entre 0,5 μm e 50 μm . Especialmente apropriadas são espessuras de camada entre 1 μm e 5 μm , por exemplo, 3 μm . a seguir estão representadas, a título de exemplo, fórmulas estruturais de um tal material de revestimento:



As superfícies do revestimento de Parylene podem ser revestidas adicionalmente com um nanorevestimento de metal, como titânio ou prata - também em combinação com uma cerâmica -. O revestimento proporciona tanto uma estanqueidade contra penetração de bactérias e ao mesmo tempo um comportamento neutro com relação ao tecido celular.

A respectiva superfície a ser revestida é preferivelmente polarizada, a fim de elevar sua capacidade de aderência para o revestimento. Uma polarização deste tipo da superfície pode ocorrer de maneira fundamentalmente conhecida com o auxílio de um processo por plasma.

Além disto, pode ser vantajoso polarizar superfícies do implante ou de suas partes integrantes, em particular a superfície voltada para fora do corpo de vedação a fim de obter uma melhor compatibilidade de corpo. Por meio de uma polarização é alcançado que o tecido adjacente, como; por exemplo, osso e gengiva, se comporte ou possa se comportar de forma a rejeitar o revestimento.

Em relação a um corpo de vedação, eventualmente a ser revestido de forma parcial, é racional quando as faces revestidas não apresentam nenhum canto agudo. Antes pelo contrário, todos os cantos revestidos devem ser arredondados a fim de evitar uma descamação do revestimento por ocasião da conformação do corpo de vedação.

É vantajoso quando o material elástico do corpo de vedação é elasticamente dilatável ou comprimível por pelo menos 5%, de melhor maneira por mais do que 20%. Em um exemplo de concretização, por exemplo, a distância predeterminada por meio das faces de esbarro entre as superfícies voltadas uma para a outra das duas partes de implante é 250 μm , de modo que a vedação tem uma medida nominal de 250 μm . Neste caso, o

corpo de vedação deverá ser produzido, por exemplo, 50 μm acima da medida nominal (250 μm) da vedação, de modo que, após a montagem conjunta, já surge uma compressão de 50 μm (compressão de 20%). Estas grandezas representam uma medida ideal visada. A altura de construção da vedação

5 deverá ser tão pequena quanto possível para não oferecer, por razões estéticas, uma altura de construção para a futura coroa dental; como medida nominal entram em cogitação em particular medidas entre 0,1 mm e 3 mm. Para o dimensionamento é decisivo que a vedação seja deformada também sob a

10 ação de forças de mastigação somente na região de sua deformabilidade elástica e também permaneça comprimida em regiões parciais, por exemplo, quando de carregamento lateral, sempre por uma medida mínima. Assim, o corpo de vedação, quando da junção do implante, é somente comprimido por uma medida mínima, de modo que a conexão de encontro de implante, sob todas circunstâncias possíveis, assegura uma estanqueidade. A medida da

15 compressão é dependente do material e da espessura do material, no uso de maior altura de montagem, a vedação poderia prescindir da possibilidade de compressão do material a fim de compensar os movimentos na região de vedação.

Para um corpo de vedação que se expande sob calor, são

20 vantajosos em particular plásticos com um alto coeficiente de dilatação térmica maior que $75 \times 10^{-6}/\text{K}$ a 20°C .

Preferivelmente, pelo menos uma face externa que forma uma face externa do implante, do corpo de vedação, é revestida com uma camada de metal ou de cerâmica, da maneira anteriormente descrita, em a camada de

25 Parylene de metal ou de cerâmica impede uma penetração de bactérias nos componentes de vedação recobertos pela camada de metal ou cerâmica. Especialmente apropriado é um nanorevestimento, por exemplo com partículas de titânio. A face de vedação propriamente dita pode consistir diretamente de um plástico biocompatível ou ser revestida da maneira

anteriormente mencionada. Como material para a camada de metal entram em cogitação sobretudo titânio, prata ou ouro, eventualmente também em forma de um componente de uma liga. Todos materiais superficiais das vedações são resistentes à boca e esterilizáveis e não absorvem nenhuma água ou a absorvem somente em reduzida medida.

O corpo de vedação pode conter, além de plástico elástico, também uma mola de metal ou um separado elemento de plástico feito de um outro plástico, como por exemplo PEEK. O elemento de mola pode, por exemplo, ter a forma de uma mola de disco ou de um anel com seção transversal em forma de U, aberta para dentro, e assegurar as duradouras elasticidade e força de tensão do corpo de vedação. Uma mola de metal pode ser vantajosa em particular em um corpo de vedação no qual o plástico elástico consiste pelo menos parcialmente de politetrafluoretileno (PTFE, Teflon), polipropileno (PP) ou também polieteretercetona (PEEK) consiste.

A invenção se baseia no conhecimento de que um implante dental de duas partes não tem nenhuma microfenda na região do ponto de saída do osso, pois exatamente neste ponto se encontra a conexão de encontro de implante (IAV), portanto a conexão entre parte de implante proximal e parte de implante distal. Esta conexão provoca uma microfenda, esta microfenda é novamente o objeto da atual discussão científica. É conhecido que o osso reabsorve até cerca de 0,5 mm abaixo da conexão de encontro de implante (desde que esteja situada exatamente na altura do osso). É comprovado que o tecido adjacente à conexão de encontro de implante (gengiva e osso) apresenta sinais de inflamação. Comprovadamente, se encontram, dentre outros, leucócitos de núcleo polimorfos, os quais são precedentes aos processos induzidos por bactérias, como fundamento para este fenômeno, é discutida a impermeabilidade do IAV e sua colonização por bactérias.

O resultado da perda de osso é um retrocesso da gengiva com a conseqüência de dentes que se tornam mais longos (coroas de implante). Em regiões esteticamente exigentes, como talvez na região dos dentes frontais, a perda de osso representa um grande problema.

5 O corpo de vedação tem preferivelmente a forma de um anel, o qual deve ser disposto entre duas faces de esbarro que se estendem perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal de uma respectiva parte de implante, e que se encarrega de uma vedação impermeável a bactérias. Um tal corpo de vedação ou anel de vedação consiste preferivelmente de um
10 material plástico, o qual possui uma maior elasticidade ou uma menor dureza que o material das duas partes de implante. As duas partes de implante consistem preferivelmente de um metal, cerâmica ou plástico, compatível com o corpo.

Em uma variante de concretização vantajosa do implante de
15 duas partes, as superfícies voltadas umas para as outra das duas partes de implante, entre as quais está disposto o corpo de vedação, decorrem transversalmente ao eixo geométrico longitudinal do implante dental - também na direção radial - e em paralelo entre si. Superfícies deste tipo são particularmente apropriadas para dispor entre elas um corpo de vedação; o
20 qual tem a forma de um disco circular com abertura de passagem central. A abertura de passagem central permite produzir a conexão entre parte de implante proximal e distal com auxílio de um pino rosqueado que se estende na direção axial do implante. O pino rosqueado permite também comprimir o corpo de vedação de modo suficiente, de tal maneira que ocorre a desejada
25 compressão superficial suas faces de vedação e as superfícies das partes de implante. A compressão superficial é, aqui, limitada por meio das faces de esbarro que se contatam uma com a outra. Em certos casos de uso, é vantajoso quando o corpo de vedação é mais espesso na região de suas bordas externas que em uma região central da vedação. Desta maneira, o corpo de vedação, na

região de suas bordas, na reunião de partes de implante proximal e distal, pode ser deformado de tal maneira que suas faces de vedação encostam exatamente nas superfícies das duas partes de implante. Em variantes de concretização alternativas, o corpo de vedação pode, todavia, apresentar também faces de vedação que decorrem em paralelo entre si ou pode ser configurado de acordo com o tipo de um anel-O.

A geometria da haste de parte proximal e da distal é conformada, na região da transição entre ambas partes de haste, preferivelmente de tal maneira que a conexão entre ambas partes de haste não é apropriada para transmitir diretamente forças de mastigação da haste de parte para haste de parte, mas também ao mesmo tempo é protegida contra torção.

De acordo com uma variante de concretização preferida, uma haste de parte distal que forma uma parte de implante distal apresenta uma abertura oblonga aberta em direção à sua extremidade proximal com parede interna, a qual possui uma geometria básica com seção transversal em forma de círculo, e são produzidas cavidades em forma de V, abertas em direção à extremidade proximal da haste de parte, que se estendem pelo menos aproximadamente na direção longitudinal da haste de parte. Uma haste de parte eu forma uma parte de implante proximal possui em sua extremidade distal uma parede externa com uma geometria básica com seção transversal em forma de círculo, que se ajusta à abertura longitudinal da haste de parte distal.

Preferivelmente, a parede externa da haste de parte de montagem apresenta na região de sua extremidade distal, ressaltos em forma de V distais, os quais são de tal maneira adaptados às cavidades em forma de V da haste de parte de montagem que seções de flanco das cavidades em forma de V da haste de parte distal cooperam com seções de flanco dos ressaltos em forma de V, de tal maneira que, que os ressaltos em forma de V

da haste de parte de montagem se deslocam para dentro como uma cunha nas cavidades em forma de V da haste de parte distal até que respectivamente dois flancos de um ressalto em forma de V e dois flancos de uma cavidade em forma de V se contatem reciprocamente e, desta maneira, a posição relativa de haste de parte distal e haste de parte de montagem, tanto na direção axial como também em direção de rotação, seja fixada sem folga, quando a haste de parte distal e a haste de parte de montagem são conectadas uma com a outra, ou são ligadas uma com a outra. Os flancos que reciprocamente se contatam atuam como faces de esbarro e formam um definido esbarro de altura. O esbarro de altura é representado por meio de uma definida forma geométrica das partes de implante propriamente ditas. Com isto, as forças que incidem a partir de cima sobre a parte de implante proximal (haste de parte proximal) são transmitidas somente para a parte de implante distal (haste de parte distal). Se as forças que incidem não fossem descarregadas sobre o esbarro de altura descrito mas sim sobre uma vedação, esta vedação seria destruída ao longo da duração do uso.

Neste caso, a configuração da haste de parte distal oferece a vantagem que ela pode acolher também uma haste de parte de montagem sem ressaltos em forma de V, de modo que as hastes parciais ligadas entre si, no resultado, na verdade, são fixadas no caso mais preciso em direção axial, não todavia na direção de rotação. Isto é em particular vantajoso quando a haste serve para a fixação de uma ponte. Então, para a recepção da ponte não é necessário um outro elemento. A pessoa que manipula tem que aparafusar, na integração, somente um único elemento coerente com os fixadores de implante que se encontram na boca do paciente.

Os flancos dos ressaltos em forma de V ou as cavidades se estendem em relação a um plano de seção transversal que decorre perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal do implante, preferivelmente decorrem radialmente para fora e, assim, perpendicularmente

à direção periférica. Desta maneira, os flancos que se contatam após a montagem do implante não transmitem forças radiais, as quais, por exemplo, poderiam arrebentar uma haste de parte distal feita de cerâmica.

5 Se a haste de parte distal consiste de um material mais resistente à tração, tal como, por exemplo, metal, em particular titânio, os flancos também podem ser inclinados com relação ao rígido direcionamento radial anteriormente escrito, de tal maneira, que flancos que pertencem a um respectivo ressalto da haste de parte de montagem (isto é, a parte de implante proximal) ou que pertencem a uma respectiva cavidade da haste de parte
10 distal (parte de implante distal) convergem um para o outro para fora na direção orientada e, com isto, são inclinados também com relação à direção periférica por 45° . Com isto, os flancos têm uma ação de centralização não apenas com relação à direção de rotação, mas também na direção lateral.

A geometria básica da parede externa da haste de parte de
15 montagem é, de maneira vantajosa, cônica pelo menos na região dos ressaltos em forma de V. De forma correspondente, é, de maneira vantajosa, também cônica a geometria básica da parede interna da abertura oblonga da haste de parte distal pelo menos na região das cavidades em forma de V.

20 Para determinados casos de uso e, em particular, quando a haste de parte distal consiste de cerâmica, pode ser vantajoso quando a geometria básica da parede externa da haste de parte de montagem bem como também a geometria básica da parede interna der abertura oblonga da haste de parte distal são cilíndricas pelo menos na região das cavidades em forma de V.

25 Em ambos casos, o ajuste entre parede externa da haste de parte de montagem e parede interna da haste de parte distal, pelo menos na região das cavidades em forma de V preferivelmente é um ajuste de folga.

Além disto, são previstos na haste de parte distal bem como na haste de parte de montagem preferivelmente quatro cavidades em forma de V,

respectivamente ressaltos em forma de V, os quais são distribuídos uniformemente sobre a circunferência da respectiva haste de parte. Desta maneira, quatro possibilidades de posicionamento exatamente definidas resultam na direção de rotação entre haste de parte distal e haste de parte de
5 montagem. Alternativamente, também mais ou menos ressaltos e cavidades podem ser previstos em número que correspondem entre si, os quais, preferivelmente, são uniformemente distribuídos sobre a circunferência ou periferia da respectiva haste parcial. Números apropriados são, por exemplo, 3, 6 ou 8.

10 Também um ressalto com uma forma de V amplamente aberto (ângulo em V obtuso) em conexão com uma correspondente cavidade na haste de parte distal pode ser racional.

Como ângulo em V (ângulo de abertura da respectiva forma de V) entram em cogitação ângulos entre 10° e 170° . No sentido de uma forma
15 de concretização auto-centralizadora é vantajoso quando, neste caso, o ângulo de V é menor que o ângulo de ponta do respectivo cone de fricção que resulta em virtude do par de materiais dos flancos que se contrapõem uns aos outros dos ressaltos em forma de V ou das cavidades.

Um aspecto próprio da invenção que pode ser também
20 realizado de outra maneira, aqui apresentada de forma concreta, consiste no fato de que a partir daquelas faces frontais de uma haste de parte distal e de uma haste de parte de montagem proximal, as quais podem se encontrar uma sobre a outra por ocasião da reunião das duas hastes de parte, antes de as duas hastes parciais terem assumido sua posição axial definitiva uma em relação à
25 outra, nenhuma das faces frontais situam-se em um plano que decorre perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal das duas hastes parciais. Em conhecidas hastes bipartidas para implantes dentais com uma proteção contra rotação, as quais, em geral, apresentam tais faces frontais que decorrem perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal, as quais, quando de

hastes parciais giradas relativamente uma em relação à outra, podem se chocar uma na outra, antes de as duas hastes parciais serem deslocadas completamente de maneira desejada uma para dentro da outra, existe o perigo de que uma haste de parte de montagem proximal seja fixada e uma haste de parte distal em uma posição girada, o que tem como conseqüência que a haste que resulta desta falsa montagem possui um maior comprimento que o previsto, porque as duas hastes parciais ainda não são deslocadas definitivamente uma para dentro da outra. Os ajustes finais previstos propriamente para a limitação da posição axial relativa das duas hastes parciais, neste caso, ainda não se contataram reciprocamente, porque, em virtude da rotação das duas hastes de parte ou parciais uma em relação à outra, anteriormente pelo menos uma outra superfície que decorre perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal de uma respectiva haste de parte se chocou sobre uma face contraposta da respectiva outra haste de parte, que propriamente não é prevista para o engate com a face frontal que decorre perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal da primeira haste de parte. Também não ocorre uma correção automática da falha de ângulo de rotação, porque as duas faces que desta maneira se chocam uma sobre a outra não podem deslizar de acordo com a forma de um plano inclinado uma sobre a outra e, assim, o ângulo de rotação é novamente automaticamente cancelado.

Nas conhecidas hastes para implantes dentais, um médico ou um técnico operador deve ter atenção para o fato de que as duas hastes parciais sejam colocadas uma dentro da outra de forma isenta de falha de ângulo de rotação, para que as duas hastes parciais não sejam fixadas em uma posição falsa uma em relação à outra.

Na haste de acordo com a invenção, este problema é evitado pelo fato de que nenhuma destas faces frontais que decorrem perpendicularmente ao eixo geométrico longitudinal da respectiva haste de

parte – além das faces previstas para o definitivo esbarro final longitudinal – são previstas. Isto é alcançado, de forma concreta, por meio das cavidades em forma de V e ressaltos em forma de V. todavia, outras soluções geométricas são também imagináveis.

5 Isto tem como base o fato de que as faces que servem como esbarro terminal longitudinal são dispostas sobre um outro raio que não as demais faces frontais que servem para o posicionamento em direção de rotação, as quais, no caso concreto, são formadas pelos ressaltos e cavidades em forma de V.

10 Por ocasião do deslocamento uma para dentro da outra das duas hastes parciais, as faces inclinadas das cavidades em forma de V e dos ressaltos em forma de V que se contrapõem se encontram respectivamente sobre um plano inclinado. Por ocasião da ulterior reunião das hastes parciais, as faces de flanco que incidem uma sobre a outra deslizam umas sobre as
15 outras até que as duas hastes parciais tenham assumido sua posição terminal relativa axial e tenham também assumido o ângulo de rotação correto entre si.

Os materiais apropriados para a parte de implante distal e a parte de implante proximal são em particular metais, como aço ou titânio, mas também cerâmica ou plástico.

20 Para prover, de maneira vantajosa, partes de implante tendo forma confiável, são a haste de parte proximal e a haste de parte distal preferivelmente produzidas ou por meio de Moldagem por Injeção de Metal (MIM) ou por meio de prensagem com fluência a quente.

25 A Moldagem por Injeção de Metal permite, em apenas uma etapa de trabalho, o enchimento do molde de injeção, proporcionar a todo o componente sua geometria definitiva, a qual pode ser quase que bastante complexa.

Para a Moldagem por Injeção de Metal não é utilizado um corpo de metal maciço, mas sim pó fino na qualidade de matéria-prima para o

componente a ser produzido. Este pó é misturado com um ligante contendo plástico e amassado para formar um assim chamado carga de alimentação. A carga de alimentação é comprimida em um molde de injeção (ferramenta) sob alta pressão em aproximadamente 100 °C em uma máquina de fusão de injeção usual no comércio, que é uma imagem negativa da respectiva haste parcial. A parte verde que respectivamente é formada para a haste de parte proximal ou a haste de parte distal já tem a desejada geometria final, mas tem que ser liberada do ligante nas etapas que agora se seguem, a fim de obter uma pura parte de metal. Para esta finalidade, o ligante é removido em um processo químico e térmico de vários estágios e ao mesmo tempo o componente é “aglutinado” através de uma sinterização em aproximadamente 1200 °C. Neste caso, como metal entra em cogitação preferivelmente titânio.

Quando as partes de implante não devam consistir de metal, mas sim de cerâmica, entra em cogitação a Moldagem por Injeção de Cerâmica (CIM) como processo de fabricação apropriado. O processo CIM funciona exatamente como o processo MIM, a única diferença consiste na utilização do material. Também aqui se fala de carga de alimentação com pó de cerâmica em lugar de pó de metal. Correspondentemente, de acordo com uma variante de concretização alternativa, são preferidos componentes cerâmicos produzidos por meio de CIM do implante. Hastes parciais em particular cerâmicas são preferidas.

Alternativamente, ambas as hastes parciais também podem ser produzidas por meio da prensagem de fluência a frio ou a quente.

Para a produção alternativa da haste de parte proximal e da haste de parte distal por meio da prensagem com fluência a quente, para cada geometria de implante, para a produção da região de conexão de encontro de implante, têm que ser produzidas duas ferramentas de transformação.

A primeira ferramenta de transformação é produzida para o processo da prensagem com fluência a quente.

Na prensagem com fluência a quente, o titânio é levado para a região da "recristalização dinâmica" (isto significa, aquecido para uma temperatura entre 700°C e 900°C).

5 A operação de transformação da parte de montagem (haste de parte proximal) é designada como prensagem por fluência para frente total a quente ou prensagem por fluência para frente total por aquecimento. A operação de transformação da parte de implante (haste de parte distal) é designada como prensagem por fluência para trás para gamela quente ou prensagem por fluência para trás para gamela por aquecimento.

10 Para esta finalidade, um material em forma de lingote arredondado é cortado em comprimento, aquecido, e colocado na ferramenta de transformação. A transformação tem lugar sob elevada pressão de prensagem.

15 Com uma primeira etapa de transformação é atingido um resultado que já se aproxima do resultado final que pode ser atingido.

20 Depois da primeira etapa de transformação já está representada toda a geometria das partes de implante, as quais formam a conexão de encontro de implante. Em virtude da contração térmica das peças de trabalho resfriadas, ainda estão presentes pequenas tolerâncias. Além disto, as superfícies ainda estão embotadas em virtude do forte aquecimento das peças de trabalho, necessário para a prensagem por fluência a quente. No titânio, não existe o perigo da adesão (a colagem do titânio com a ferramenta). Em uma outra etapa de transformação é então atingida a forma final exata e lisa das superfícies brilhantes na região da conexão de encontro de implante entre
25 as duas hastes parciais.

Para a segunda etapa de transformação é utilizada uma Segunda ferramenta de transformação, com a qual uma calibração a frio ou uma calibração a quente das peças de trabalho (haste de parte proximal ou distal) é realizada.

A segunda etapa de transformação pode ocorrer em um ponto temporalmente definido durante a fase de resfriamento depois da primeira etapa de transformação, na qual a peça de trabalho ainda apresenta uma temperatura entre cerca de 400°C e 450°C.

5 Para a segunda etapa de transformação, a respectiva peça de trabalho é removida de forma totalmente automática da primeira ferramenta de transformação e introduzida na segunda ferramenta de transformação.

10 A alteração das geometrias por meio da segunda etapa de transformação é feita de modo muito reduzido, pois o material preferido titânio se comporta de forma muito perturbadora nos estados frio e quente com relação a uma transformação. Depois de a grade metálica de titânio ter começado por curto tempo e localmente a fluir, ela se fragiliza de forma muito rapidamente em uma outra transformação. Quando de forte transformação a quente e a frio, respectivamente, a estrutura de titânio é

15 destruída. Em uma transformação muito pequena, todavia, além de uma forma final definida das peças de trabalho na região da conexão de encontro de implante, além disto, atinge também um aumento de dureza por meio da solidificação local a frio das peças de trabalho.

20 Os processos de transformação estão concluídos após a segunda etapa de transformação e a geometria a ser ainda descrita adiante para a conexão de encontro de implante entre as duas hastes parciais está pronta.

25 O conjunto de ferramentas requerido para a prensagem com fluência a quente com as duas etapas de transformação anteriormente descritas para a transformação de um respectivo componente de implante consiste respectivamente de duas ferramentas de transformação.

Para a produção das ferramentas de transformação são inicialmente produzidos corpos de grafite em uma micro-fresa de 5 eixos. Para a produção da ferramenta de transformação, os corpos de grafite são

erodidos em um bloco feito de aço endurecido por meio da erosão por centelhas.

As superfícies que então são formadas da ferramenta de transformação, as quais posteriormente cunham partes em série, têm que ser polidas a mão em um processo dispendioso.

Pode ser eventualmente necessário usinar ainda mais ambas peças de trabalho (haste de parte proximal ou distal) em regiões fora da conexão de encontro de implante.

A conformação eventualmente necessária das peças de trabalho até a desejada forma final é atingida por meio de remoção de aparas. Esta conformação se refere às geometrias de regiões de parte proximais da haste de parte proximal para correspondentes superestruturas, por exemplo coroas, bem como as geometrias de regiões parciais distais da haste de parte distal para a provisão de uma raiz de dente artificial.

Para uma conformação deste tipo com levantamento de aparas, as peças de trabalho têm que ser apertadas em uma retenção de peça de trabalho de uma correspondente máquina. Para esta finalidade, se oferece dar às peças de trabalho as geometrias das peças de trabalho exatas, produzidas por meio da prensagem com fluência a quente, e retidas durante a remoção de aparas.

Para excluir imprecisões, cada peça de trabalho é apertada ou tensionada somente uma vez para a remoção de aparas.

Como máquina para a conformação com levantamento de aparas se apropria um centro de processamento rotativo, também uma máquina na qual todas as etapas de processamento necessárias, com levantamento de aparas, podem ser processadas seqüencialmente.

Para atingir a forma final da montagem e do implante é geralmente necessário tanto o uso de ferramentas estacionárias (quando do torneamento) como também de ferramentas rotativas (quando da fresagem).

Neste processo, também uma perfuração transpassante axial na haste de parte proximal bem como uma perfuração axial com rosca interna para a recepção de um pino rosqueado que conecta ambas hastes parciais é perfurada. Nas figuras é representado em maior detalhe um exemplo de realização de uma haste de acordo com a invenção para um implante dental, inclusive algumas variantes para o corpo de vedação bem como um exemplo de realização de um suporte de corpo de vedação na qualidade de ferramenta auxiliar para a montagem das duas hastes parciais. As figuras mostram:

10 a figura 1: uma representação em perspectiva de uma haste de parte de montagem na qualidade de uma parte de implante proximal;

a figura 2: uma representação em perspectiva da haste de parte distal na qualidade de uma parte de implante distal;

15 a figura 3: uma representação da haste com haste de parte distal e haste de parte de montagem conectadas uma com a outra, em que a haste de parte distal é representada parcialmente transparente;

a figura 4: a haste de parte distal e a haste de parte de montagem de acordo com a forma de um desenho em explosão em representação em perspectiva;

a figura 5: um corte longitudinal através da haste;

20 a figura 6: uma seção transversal através da haste do local designado com D-D na figura 5;

25 a figura 7: um desenho em explosão da haste com todos seus componentes, mais precisamente hastes parciais proximal e distal, corpo de vedação bem como pino rosqueado para a conexão das hastes parciais para formar a haste;

a figura 8: um corte longitudinal através da haste pronta montada de acordo com a figura 7;

a figura 9: um corte longitudinal através da haste de parte distal;

a figura 10: um outro corte longitudinal, girado por 30° com relação à figura 8, através da haste de parte distal;

a figura 11: um corte longitudinal através da haste de parte proximal;

5 a figura 12: um corte similar ao da figura 8, todavia sem corpo de vedação;

a figura 13: uma configuração preferida das faces que se situam externamente com relação ao eixo longitudinal da haste, de haste de parte distal e haste de parte de montagem proximal e de um anel de vedação, em uma representação cortada;

10 a figura 14: o contorno externo de uma transição preferida de haste de parte proximal para haste de parte distal em uma vista externa em perspectiva;

a figura 15: uma vista ampliada de detalhe de uma variante de realização de uma haste de parte de montagem de acordo com os exemplos de realização nas figuras 7 e 8 na representação em perspectiva nas figuras 7 e 8;

a figura 15: uma vista em detalhe de um implante dental de duas partes com uma vedação de elastômero preferida;

20 as figuras 16a a c: o princípio das faces de esbarro voltadas umas para as outras, as quais limitam a compressão máxima der vedação;

a figura 17: um preferido corpo de vedação em forma de anel feito de um elastômero;

a figura 18: uma vista ampliada de detalhe da figura 17;

25 a figura 19: um corpo de vedação revestido parcialmente com um nanorevestimento, de acordo com as figuras 17 e 18;

a figura 20: um corpo de vedação similar ao das figuras 17 e 18 com superfície lateral externa côncava;

a figura 21: o corpo de vedação 30 em seu estado comprimido, pronto montado, entre hastes parciais proximal e distal;

a figura 22: um corpo de vedação alternativo, em seção transversal;

a figura 23: o corpo de vedação alternativo da figura 22 em seu estado comprimido, pronto montado, entre hastes parciais proximal e distal;

5 a figura 24: o corpo de vedação alternativo da figura 22 com um nanorevestimento;

a figura 25: um segundo corpo de vedação alternativo com nanorevestimento e mola de metal integrada, em seção transversal;

10 a figura 26: um recorte ampliado do segundo corpo de vedação alternativo da figura 25;

a figura 27: o corpo de vedação alternativo das figuras 25 e 26 em seu estado comprimido, pronto montado, entre hastes parciais proximal e distal;

15 a figura 28: o segundo corpo de vedação alternativo das figuras 25 e 26 com um nanorevestimento;

a figura 29: uma variante de concretização alternativa de uma vedação;

a figura 30: uma representação em perspectiva de um suporte de corpo de vedação;

20 a figura 31: um recorte ampliado da recepção de corpo de vedação do suporte de corpo de vedação em representação em perspectiva de acordo com a figura 30;

a figura 32: um corte longitudinal através do suporte de corpo de vedação da figura 30;

25 a figura 33: um recorte ampliado a recepção de corpo de vedação do suporte de corpo de vedação em corte longitudinal de acordo com a figura 32;

a figura 34: uma representação em perspectiva do suporte de corpo de vedação com corpo de vedação introduzido;

a figura 35: um recorte ampliado da representação em perspectiva do suporte de corpo de vedação com corpo de vedação introduzido na figura 34;

5 a figura 36: um corte longitudinal através do suporte de corpo de vedação com corpo de vedação introduzido de acordo com a figura 34;

a figura 37: um recorte ampliado do corte longitudinal do suporte de corpo de vedação com corpo de vedação introduzido de acordo com a figura 36;

10 a figura 38: o suporte de corpo de vedação das figuras 30 a 37 com corpo de vedação introduzido por ocasião da colocação do corpo de vedação sobre a parte de haste proximal.

O implante dental de duas partes, reproduzido nos exemplos de realização, é formado de uma parte de implante proximal de uma haste de parte de montagem 10 e de uma parte de implante distal de haste de parte distal 20.

Como se pode depreender da representação em perspectiva, reproduzida na figura 1, da haste de parte de montagem 10, esta possui uma seção longitudinal 12, com uma geometria básica cônica que se afila em direção à extremidade distal 14 da haste de parte de montagem 10. O ângulo de cone é de 10° . Na região desta seção longitudinal cônica 12, a haste de parte de montagem 10 apresenta ao todo quatro ressaltos em forma de V 16, os quais são orientados com suas pontas para a extremidade distal 14 da haste de parte de montagem 10. Os quatro ressaltos em forma de V 16 atuam como dentes triangulares e são dispostos simetricamente e a mesma distância uns dos outros em torno da circunferência da seção longitudinal cônica 12 da haste de parte de montagem 10. Desta maneira, resultam oito faces de flanco 18 que são orientadas inclinadamente para a extremidade frontal 14 da haste de parte de montagem 10.

Na figura 2, a haste de parte distal 20 está representada em perspectiva. Esta possui uma abertura oblonga aberta em direção a sua extremidade proximal 22, com uma parede interna 24, a qual apresenta igualmente uma geometria básica em forma de cone. Na parede interna 24 são providas quatro cavidades em forma de V 26, as quais apresentam faces de flanco 28 orientadas inclinadamente para a extremidade proximal 22 da haste de parte distal 20.

Quando a haste de parte distal 20 e a haste de parte de montagem proximal 10 são ligadas uma com a outra (veja a figura 3), a posição relativa das duas hastes parciais é definida de forma a mais exata tanto em direção axial como também em direção de rotação por meio de faces de flanco que apóiam estreitamente uma sobre a outra 18 e 28, respectivamente. As faces de flanco inclinadas 18 e 28, respectivamente, dos ressaltos em forma de V e das cavidades, respectivamente, formam, assim, faces de esbarro voltadas umas para as outras, as quais limitam a aproximação das duas superfícies voltadas uma para a outra 32 e 34 (veja as figuras 6 e 7) e, com isto, a compressão máxima da Vedação 30 (as figuras 6 e 7). Isto está representado em forma de figura nas figuras 12a as 12c. Em particular, a figura 12c mostra como as faces 18 e 28 se contatam no estado montado pronto do implante dental e, com isto, formam um esbarro longitudinal.

Uma centralização exata das duas hastes parciais é efetuada quando da montagem por meio das faces de flanco inclinadas 18 e 28, respectivamente, dos ressaltos em forma de V e cavidades, respectivamente. Na inserção da haste de parte de montagem 10 na abertura oblonga da haste de parte distal 20, as faces de flanco inclinadas 18 e 28, respectivamente, dos ressaltos e das cavidades, respectivamente, se encontram sobre um plano inclinado. A haste de parte de montagem 10 desliza, assim, na inserção continuada na abertura oblonga da haste de parte distal 20, até ela atingir sua posição final axial, e gira, neste caso, em tal extensão até que todas faces de

flanco 18 e 28 que são situadas opostas entre si tenham um contato uniforme uma com a outra. Assim, a haste de parte de montagem 10 é forçada sem um impedimento de deslizamento para sua desejada posição final, e pode e seguida ser fixada por meio um pino rosqueado 40 que se projeta na direção
5 longitudinal da haste (veja a figura 7). Este pino rosqueado 40 é apertado com uma força de 30 Ncm.

As faces de flanco 18 e 28 correspondentes que servem ao mesmo tempo como esbarro longitudinal e como a segurança contra rotação são em seguida, de maneira vantajosa, embutidas no interior da abertura
10 oblonga da haste de parte distal 20 e não se situam, como em outros sistemas, na região do ressalto de implante. O ressalto de implante pode, com isto, ser retido exatamente no mesmo nível.

Nas variantes de concretização representadas nas figuras 1 a 5, não estão representadas medidas especiais para conformar, de maneira
15 impermeável a bactérias, a transição da haste de parte de montagem proximal para a haste de parte distal na região do contorno externo da haste pronta montada.

De acordo com a variante de concretização representada na figura 6 está previsto, para esta finalidade, um anel de vedação 30, o qual é
20 disposto entre uma face frontal situando-se externamente 32 da haste de parte de montagem proximal 10' e uma face frontal situando-se externamente 34, posicionada contraposta àquela, da haste de parte distal 20'. Na haste pronta montada, portanto quando a haste de parte de montagem proximal 10' e a haste de parte distal 20' assumiram sua posição relativa axial definitiva uma
25 em relação à outra, o anel de vedação 30 é comprimido em direção axial. O anel de vedação 30 consiste de um plástico biocompatível.

Na figura 7 são representados em um desenho em explosão os componentes essenciais da haste de acordo com a invenção para um implante dental, mais precisamente, a haste de parte proximal 10, a haste de parte distal

20, o corpo de vedação 30 para a vedação da transição entre hastes parciais proximal e distal e do pino rosqueado 40, que serve para o aparafusamento das hastes parciais proximal e distal.

5 O corte longitudinal na figura 8 através da haste de acordo com a invenção para um implante dental mostra todos os mesmos componentes essenciais no estado pronto montado, com corpo de vedação 30 correspondentemente comprimido.

As figuras 9 a 11 mostram componentes individuais em um respectivo corte longitudinal.

10 Na figura 12 está representado como os flancos 26 e 28, respectivamente, dos ressaltos 16, na haste de parte proximal 10, cooperam com as respectivas das cavidades 26 na haste de parte distal 20, de tal maneira que resulta uma centralização sobre estes flancos e não aproximadamente sobre as superfícies laterais que se situam no íterim das hastes parciais 10 e
15 20.

A vista representada ampliada em perspectiva e parcialmente cortada na figura 13 da transição entre haste de parte de montagem 10' e haste de parte distal 20' mostra que o contorno externo da haste pronta montada, na região de transição de haste de parte de montagem 10' para a haste de parte
20 distal 20' não apresenta cunha, na qual existe o perigo de que bactérias se fixem duradouramente na mesma.

Isto resulta igualmente da vista externa da transição entre da transição entre haste de parte de montagem 10' e haste de parte distal 20' na figura 14.

25 A figura 15 mostra uma vista ampliada de detalhe da haste de parte de montagem proximal 10' em representação em perspectiva. Pode ser reconhecido de boa maneira tanto um assento 36 para o corpo de vedação 30 como também os ressaltos em forma de V 16, já discutidos com referência às figuras 1 a 6.

A figura 16 mostra como os flancos 18 e 28 atuam como faces de esbarro na direção longitudinal e, assim, se encarregam de uma compressão definida do corpo de vedação 30 (ver também a figura 12).

5 As figuras 17 e 18 mostram um corpo de vedação 30' preferido, o qual consiste de um elastômero, como FFKM, em seção transversal. Pode-se reconhecer que as faces de vedação 36 do corpo de vedação 30' não são planas, mas sim se salientam na borda externa do corpo de vedação em direção axial do implante e, desta maneira, formam rebordos 42 e 44. Estes rebordos são deformados quando da conexão robusta das partes
10 de implante proximal e distal e produzem assim uma segura vedação.

A figura 19 mostra o corpo de vedação 30' das figuras 17 e 18 com um revestimento 38 feito de Parylene, como foi descrito no início. Da figura 18 se pode também depreender que os cantos revestidos do corpo de vedação 30' são arredondados para impedir uma descamação do revestimento
15 na região destes cantos.

A figura 20 mostra que a superfície lateral externa 50 do corpo de vedação pode ser conformada côncava, de modo que ela, em consequência da compressão do corpo de vedação após a montagem da haste de acordo com a invenção, é estirada tanto quanto possível retilinearmente para um implante
20 dental.

A figura 21 mostra o arredondamento dos cantos do corpo de vedação 30 e das hastes parciais 10 e 20 nos locais marcados por meio das setas.

As figuras 22 a 24 mostram um corpo de vedação alternativo
25 30 "com um corpo de elastômero 60 na forma de um anel O, o qual é inserido no elemento de anel 62 com seção transversal em U aberta para dentro.

A figura 22 mostra o corpo de vedação alternativo 30 "em seção transversal. A figura 23 mostra, em uma representação recortada ampliada, o corpo de vedação alternativo 30" no estado inserido entre haste de

parte proximal 10 e haste de parte distal 20. A figura 24 mostra que também o corpo de vedação alternativo 30 pode apresentar um revestimento 38 feito de, por exemplo, Parylene.

5 As figuras 25 e 27 mostram, a título de exemplo, uma outra variante de concretização alternativa de um corpo de vedação 30", o qual apresenta no interior uma mola de metal 48. A mola de metal 48 está em um corpo de plástico elástico 46, o qual é configurado em forma de anel, e apresenta uma seção transversal em forma de U aberta para dentro. O corpo de plástico consiste preferivelmente de PTFE e a mola de metal 48 consiste de
10 aço inoxidável. Como mostra a figura 26, o corpo de plástico 46 pode apresentar externamente um revestimento 38, por exemplo feito de Parylene. O corpo de plástico 46 é recoberto externamente com uma camada 38 com espessura de alguns nanômetros, a qual, na variante de concretização preferida representada, contém partículas de titânio. A espessura da camada
15 38 está representada fortemente exagerada na figura para tornar a camada visível. Um nanorevestimento deste tipo pode ser provido sobre todas faces externas do corpo de vedação, e, na verdade, independentemente da forma externa do corpo de vedação.

20 Em variantes de concretização alternativas, as molas também podem consistir de um outro material elástico, por exemplo de titânio ou de um plástico, como PEEK. Também, as molas podem possuir uma outra forma, desde que elas exerçam uma ação de mola na direção longitudinal, indicada por meio de linha de traços e pontos, do corpo de vedação (veja a figura 25).

25 A figura 28 mostra um corpo de vedação, em que um corpo de plástico em forma de anel, por exemplo feito de PTFE com seção transversal em forma de U, aberta para dentro, é cheio parcialmente com elastômero 64.

A figura 29 mostra uma vedação com um corpo de vedação 30"" feito de um material expansível, tal como, por exemplo, metal

expansível, ou um plástico com alto coeficiente de dilatação térmica. O corpo de vedação 30''' da figura 29 tem a forma de uma seção tubular. O espaço intermediário entre a parte de implante proximal e a parte de implante distal 10''' e 20''' é correspondentemente configurado.

5 As figuras 30 bis 38 mostram um suporte de corpo de vedação 70, o qual serve como ferramenta para a montagem de um corpo de vedação 30 na haste de parte proximal 10. O suporte de corpo de vedação 70 apresenta uma extremidade uma ranhura aberta para dentro 72, na qual um corpo de vedação 30 pode ser inserido. Preferivelmente, o suporte de corpo de vedação 10 70 é igualmente equipado com o corpo de vedação após a produção do corpo de vedação 30 pelo fabricante do corpo de vedação. Isto facilita o manuseio pelo médico e melhora a higiene. Uma região de prensão 74 externamente recartilhada facilita, neste caso, o manuseio.

REIVINDICAÇÕES

1. Implante dental de duas partes com uma parte de implante distal e uma proximal, as quais, em um estado conectadas uma com a outra em um ponto de conexão, são pelo menos indiretamente contíguas uma à outra e, na região do ponto de conexão, apresentam superfícies voltadas umas para as outras,

em que

entre as superfícies voltadas umas para as outras da parte de implante distal e da parte de implante proximal é previsto um corpo de vedação que possui faces de vedação voltadas para as superfícies, as quais encostam vedantemente em suas superfícies voltadas umas para as outras no definitivo estado conectado das duas partes de implante,

e, além disto,

entre a parte de implante distal e a parte de implante proximal são previstas faces de contato voltadas umas para as outras, as quais, no implante dental montado pronto, se chocam umas sobre as outras e as quais limitam a medida da aproximação das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, entre as quais o corpo de vedação é disposto, de modo que as faces de contato definem uma distância mínima das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, que é transposta pelo corpo de vedação,

caracterizado pelo fato de que

o corpo de vedação consiste pelo menos parcialmente de um material elástico.

2. Implante dental de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que as superfícies voltadas umas para as outras decorrem perpendicularmente em relação a um eixo geométrico longitudinal do implante dental e paralelamente entre si.

3. Implante dental de acordo com a reivindicação 1,

caracterizado pelo fato de que as superfícies voltadas umas para as outras são conformadas cônicas, apresentam o mesmo ângulo de cone e são dispostas concetricamente uma em relação à outra e em relação a um eixo geométrico longitudinal do implante dental.

5 4. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 3, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação tem a forma de um disco circular com abertura transpassante central.

10 5. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação apresenta faces frontais conformadas côncavas, de modo que a espessura de material, medida na direção longitudinal de implante do corpo de vedação, pelo menos no estado aliviado, na região da borda circunferencial do corpo de vedação, é maior que em uma região central do corpo de vedação.

15 6. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 5, caracterizado pelo fato de que o material elástico do corpo de vedação pode ser elasticamente comprimido por pelo menos 5% de uma direção de extensão.

20 7. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 6, caracterizado pelo fato de que o material elástico do corpo de vedação é um plástico.

8. Implante dental de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pelo fato de que o plástico é um elastômero, termoplástico ou uma mistura de durômero.

25 9. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 8, caracterizado pelo fato de que a vedação apresenta, além de plástico, componentes de metal ou de cerâmica que são preferivelmente componente integral do corpo de vedação.

10. Implante dental de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de que pelo menos uma face externa do corpo de

vedação, que forma uma face externa do implante, é revestida com uma camada de metal, cerâmica ou de plástico, em que a camada de metal, cerâmica ou plástico impede uma penetração de bactérias nos componentes de vedação cobertos pela camada de metal, cerâmica ou plástico.

5 11. Implante dental de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a camada de metal contém titânio, prata e/ou ouro ou a camada de plástico de PTFE.

10 12. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 1 a 9, caracterizado pelo fato de que pelo menos as faces de vedação do corpo de vedação consistem de um plástico elástico, biocompatível, resistente à boca, esterilizável.

15 13. Implante dental de acordo com a reivindicação 7 a 12, caracterizado pelo fato de que o plástico possui um coeficiente de dilatação térmica maior que $75 * 10^{-6}/K$ a 20°C.

20 14. Implante dental de acordo com a reivindicação 1 ou 3, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação é disposto em um espaço livre radial entre as superfícies da parte de implante distal e da proximal, em que a expansão do corpo de vedação em direção radial é maior que o espaço livre entre partes de implante distal e proximal em seu estado completamente conectado uma com a outra.

25 15. Implante dental de acordo com a reivindicação 2, com uma haste que é bipartida em direção longitudinal e apresenta uma haste de parte distal como parte de implante distal para a implantação em um osso de mandíbula e uma haste de parte de montagem proximal como parte de implante proximal, sobre a qual pode ser colocada uma coroa dental artificial,

 e em que uma extremidade proximal da haste de parte distal e a extremidade distal da haste de parte de montagem são conformadas ajustando-se geometricamente uma à outra e são contíguas uma à outra no estado implantado da haste,

caracterizado pelo fato de que

5 a haste de parte distal apresenta uma abertura oblonga que se abre na direção da extremidade proximal da haste de parte distal, com uma parede interna que apresenta uma geometria básica com seção transversal em forma de círculo, em que na parede interna são formadas cavidades em forma de V, abertas em direção à extremidade proximal da haste de parte distal, e que

10 a haste de parte de montagem apresenta em sua extremidade distal uma parede externa com uma geometria básica com seção transversal em forma de círculo que se adapta à abertura oblonga da haste de parte distal.

15 16. Implante dental de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a parede externa da haste de parte de montagem apresenta na região sua extremidade distal ressaltos em forma de V que são de tal maneira adaptados às cavidades em forma de V da haste de parte distal que, com haste de parte distal e haste de parte de montagem conectadas umas com a outra, seções de flanco das cavidades em forma de V e dos ressaltos em forma de V cooperam se contatando reciprocamente e formam as faces de contato voltadas umas para as outras, que limitam a compressão da vedação.

20 17. Implante dental de acordo com a reivindicação 15 ou 16, caracterizado pelo fato de que a haste de parte distal apresenta quatro das cavidades em forma de V que são distribuídas uniformemente sobre a circunferência da parede interna e que a haste de parte de montagem apresenta correspondentemente quatro dos ressaltos em forma de V que são igualmente distribuídos uniformemente sobre a circunferência da parede externa.

25 18. Implante dental de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que a geometria básica da parede externa da haste de parte de montagem é cônica na região dos ressaltos em forma de V.

19. Implante dental de acordo com a reivindicação 18,

caracterizado pelo fato de que a geometria básica da parede interna da abertura oblonga da haste de parte distal na região das cavidades em forma de V é cônica.

20. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 15 a 19, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação é disposto entre duas faces frontais que se contrapõem uma à outra no estado montado da haste e que se situam externamente com relação à direção radial da haste e que atua como vedação, sendo que o corpo de vedação é dimensionado de tal modo que ele é comprimido na direção axial da haste quando a haste de parte distal e a haste de parte de montagem proximal tiverem assumido sua posição relativa axial definitiva uma em relação à outra.

21. Implante dental de acordo com a reivindicação 20, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação apresenta a forma de um anel de vedação em forma de círculo com seção transversal de material retangular.

22. Implante dental de acordo com a reivindicação 20 ou 21, caracterizado pelo fato de que o corpo de vedação é produzido de um plástico biocompatível.

23. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 15 a 22, caracterizado pelo fato de que a haste de parte distal e/ou a haste de parte de montagem proximal são produzidas de metal biocompatível.

24. Implante dental de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato de que o metal é titânio ou uma liga contendo titânio.

25. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 15 a 22, caracterizado pelo fato de que a haste de parte distal e/ou a haste de parte proximal são produzidas de cerâmica.

26. Implante dental de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de que a cerâmica é foiciforme e ou é polida.

27. Implante dental de acordo com a reivindicação 25 ou 26,

caracterizado pelo fato de que a cerâmica contém ZrO_2 , $ZrO_2/Al_2O_3/Y_2O_3$ (ATZ), ZrO_2/Y_2O_3 / (TZP) ou $ZrO_2/Y_2O_3/Al_2O_3$ (TZP-A).

28. Implante dental de acordo com uma das reivindicações 15 a 22, caracterizado pelo fato de que a haste de parte distal e/ou a haste de parte proximal são produzidas de plástico.

29. Implante dental de acordo com a reivindicação 28, caracterizado pelo fato de que o plástico contém polietereetercetona (PEEK).

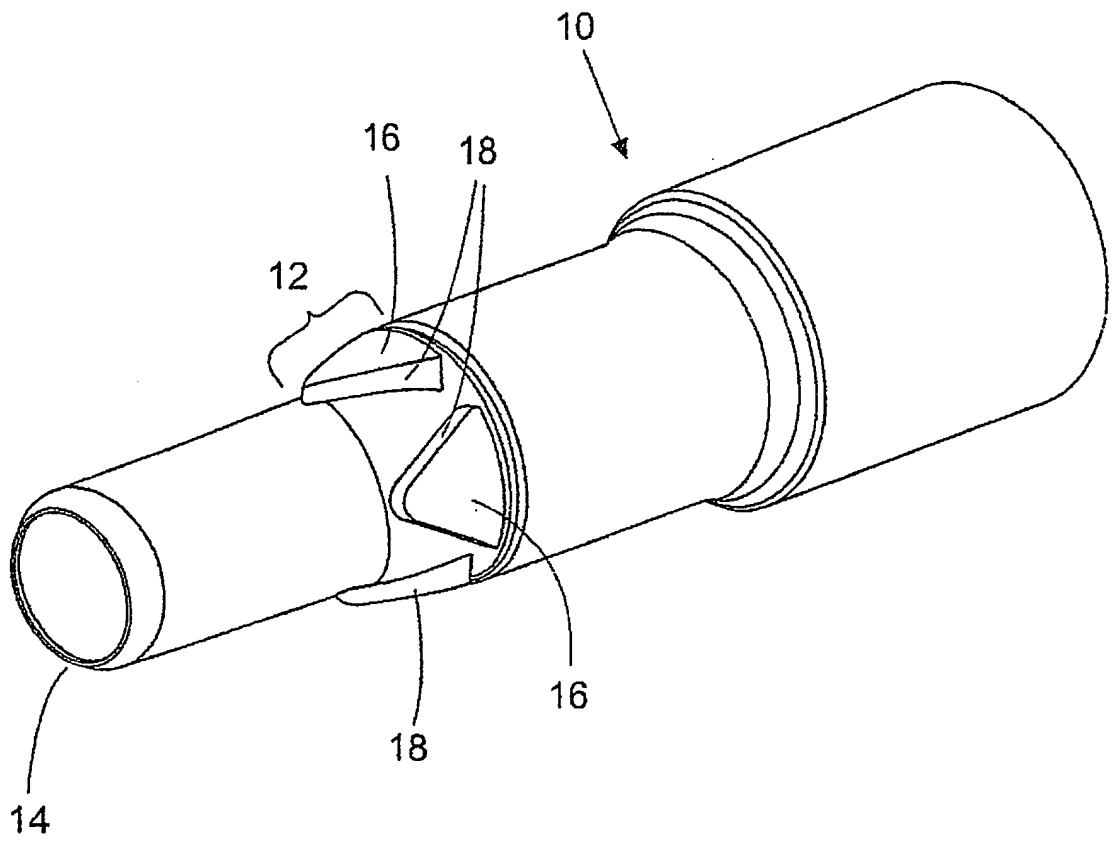


Fig. 1

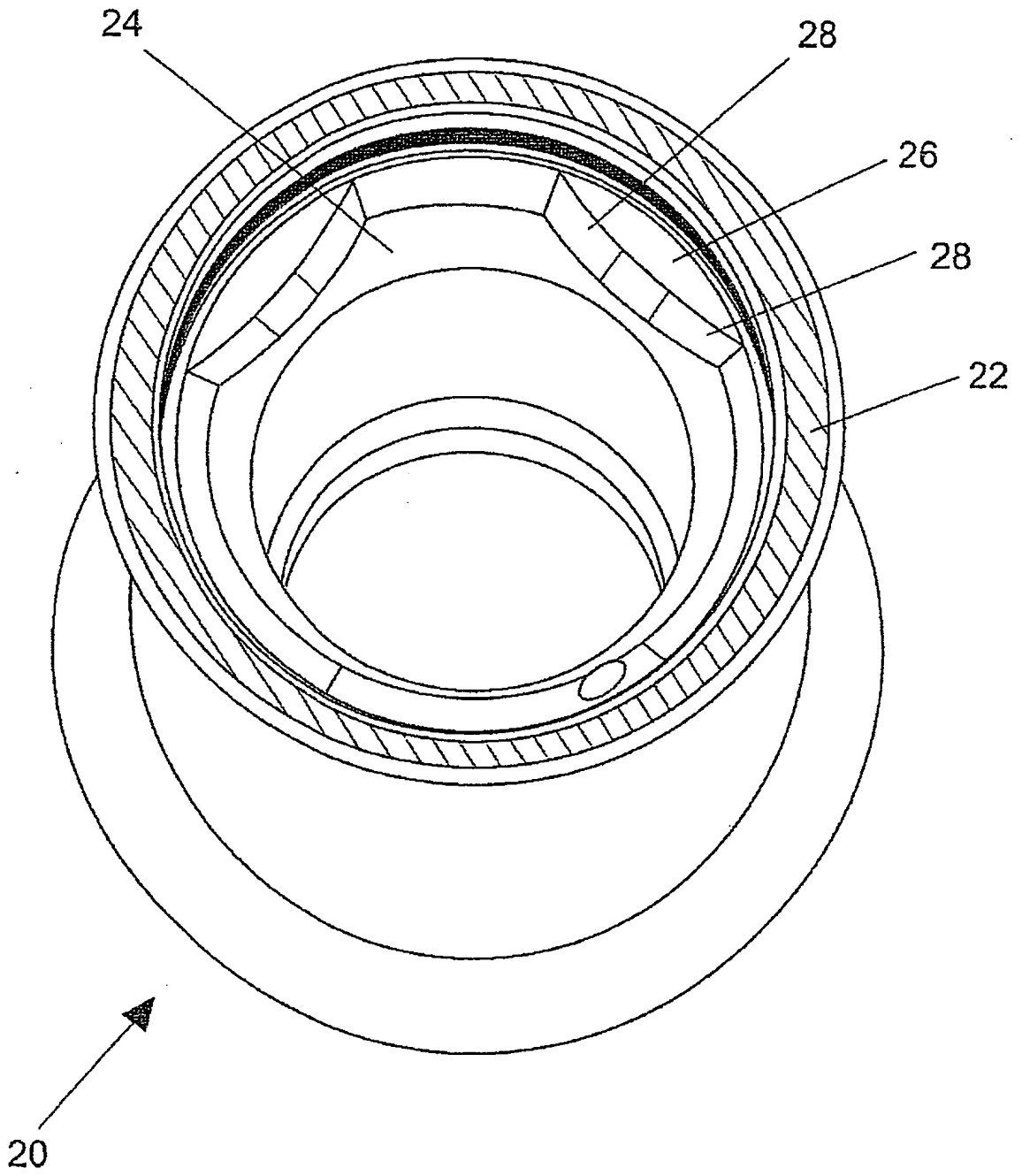


Fig. 2

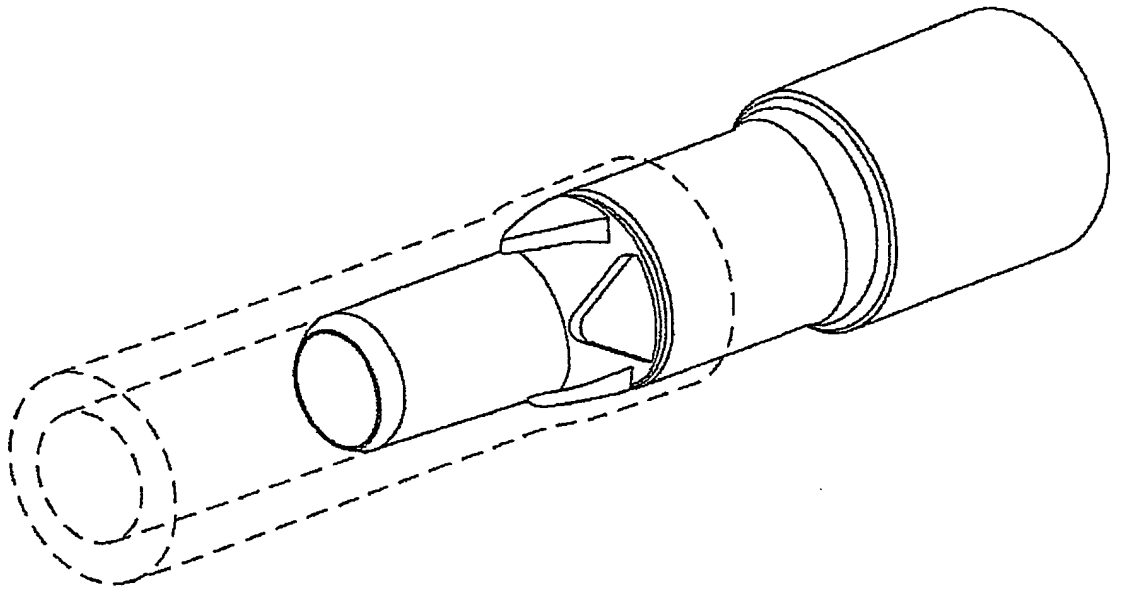


Fig. 3

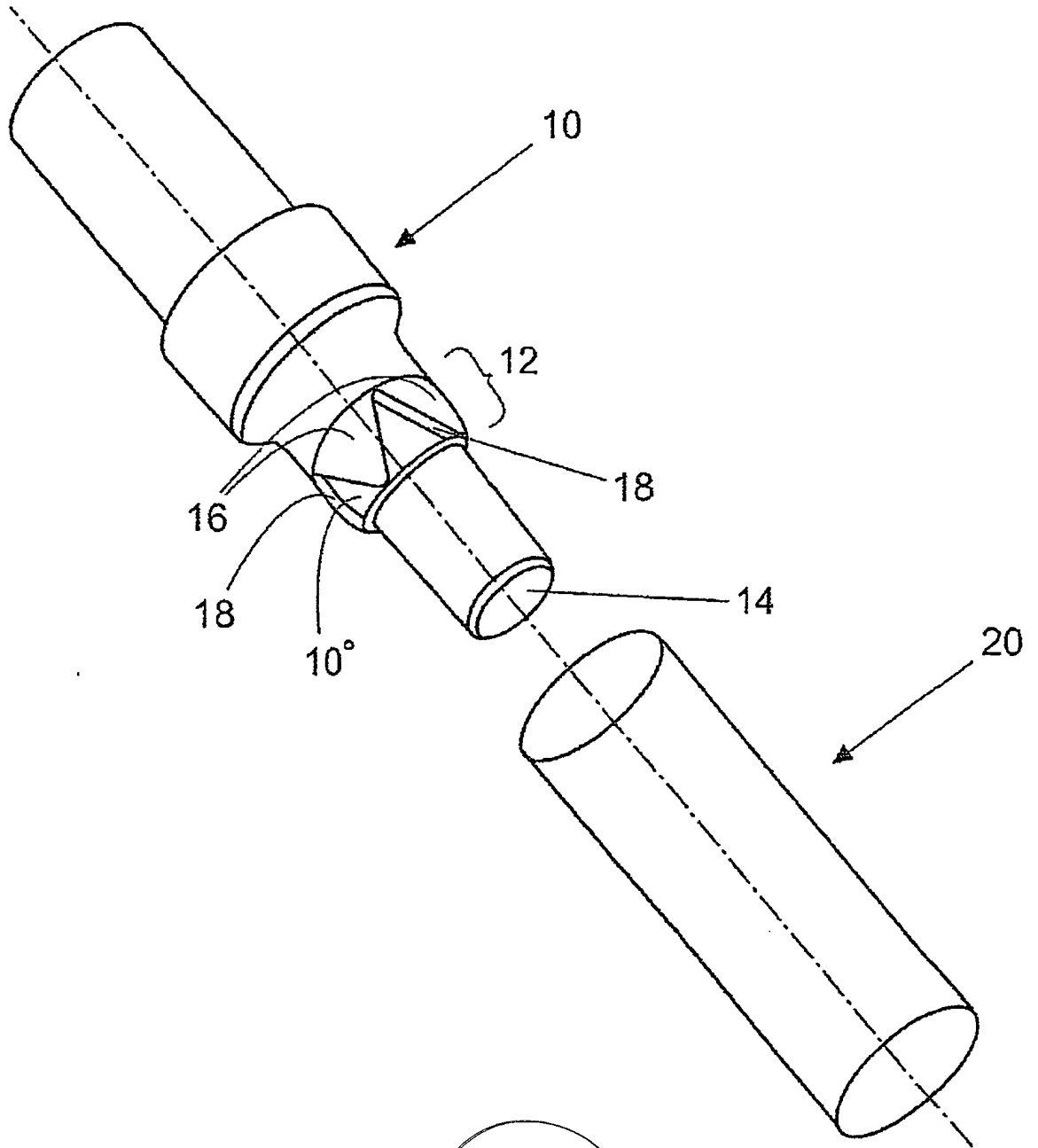


Fig. 4

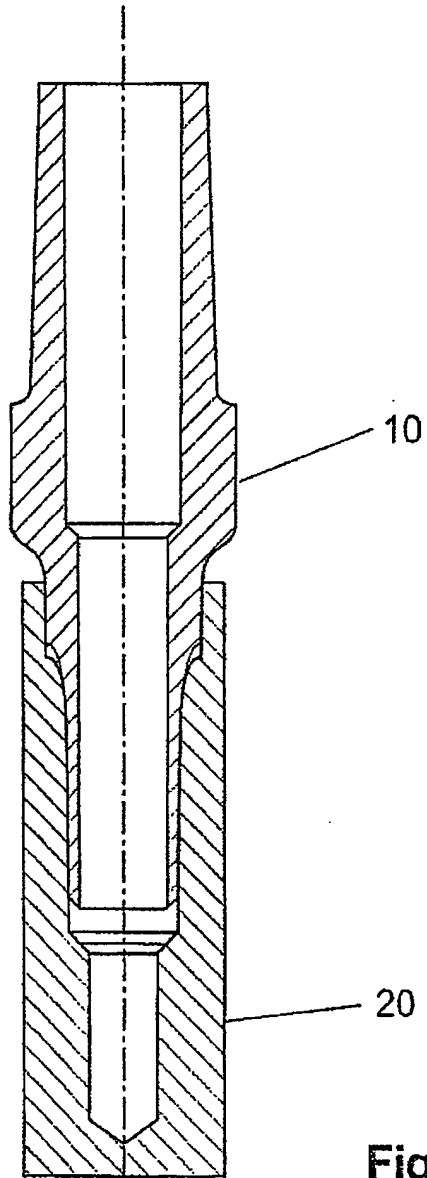


Fig.5

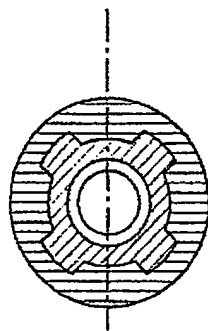


Fig.6

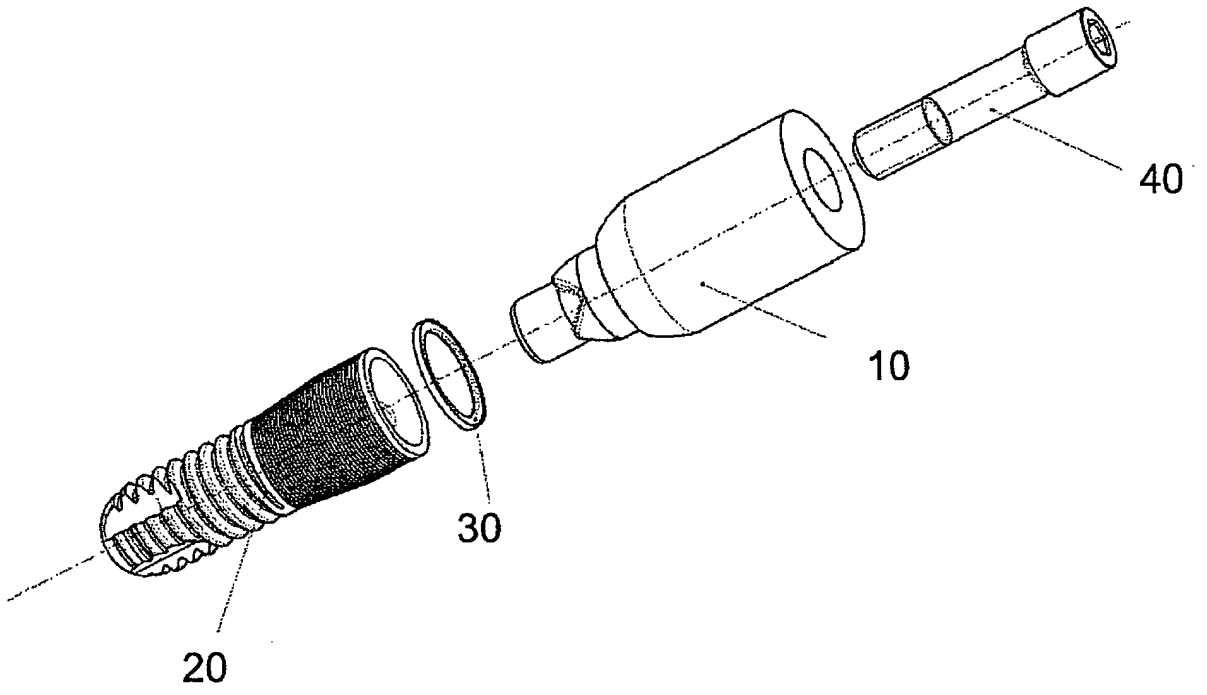


Fig. 7

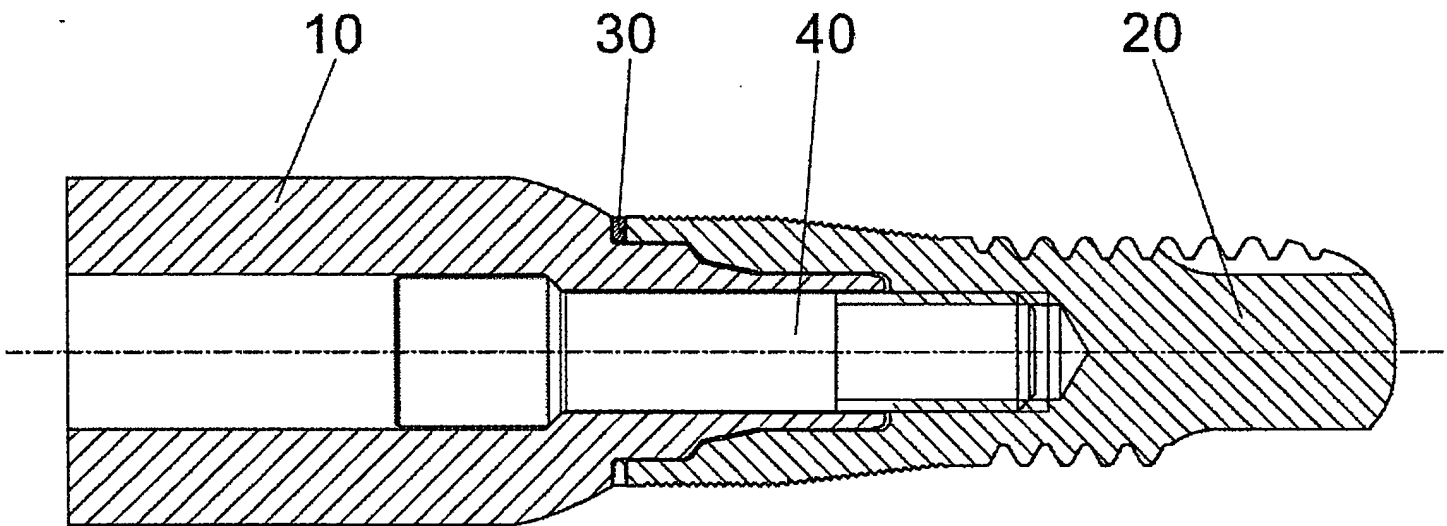


Fig.8

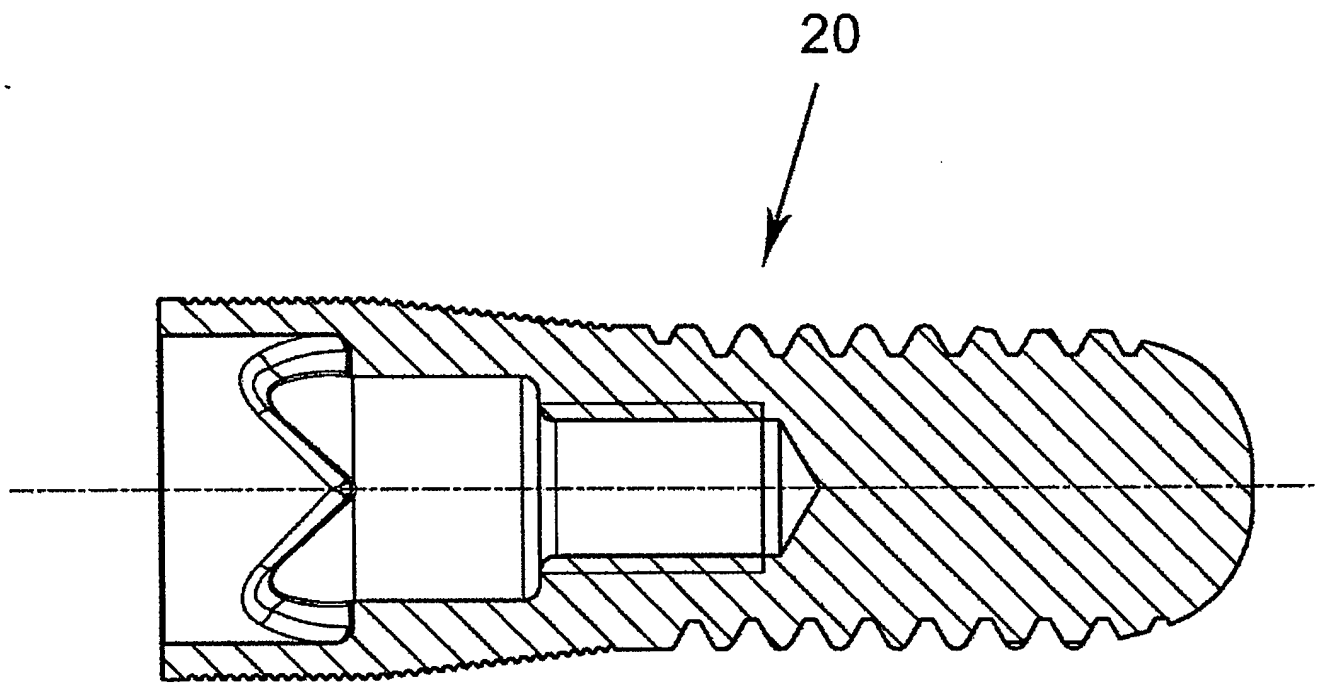


Fig. 9

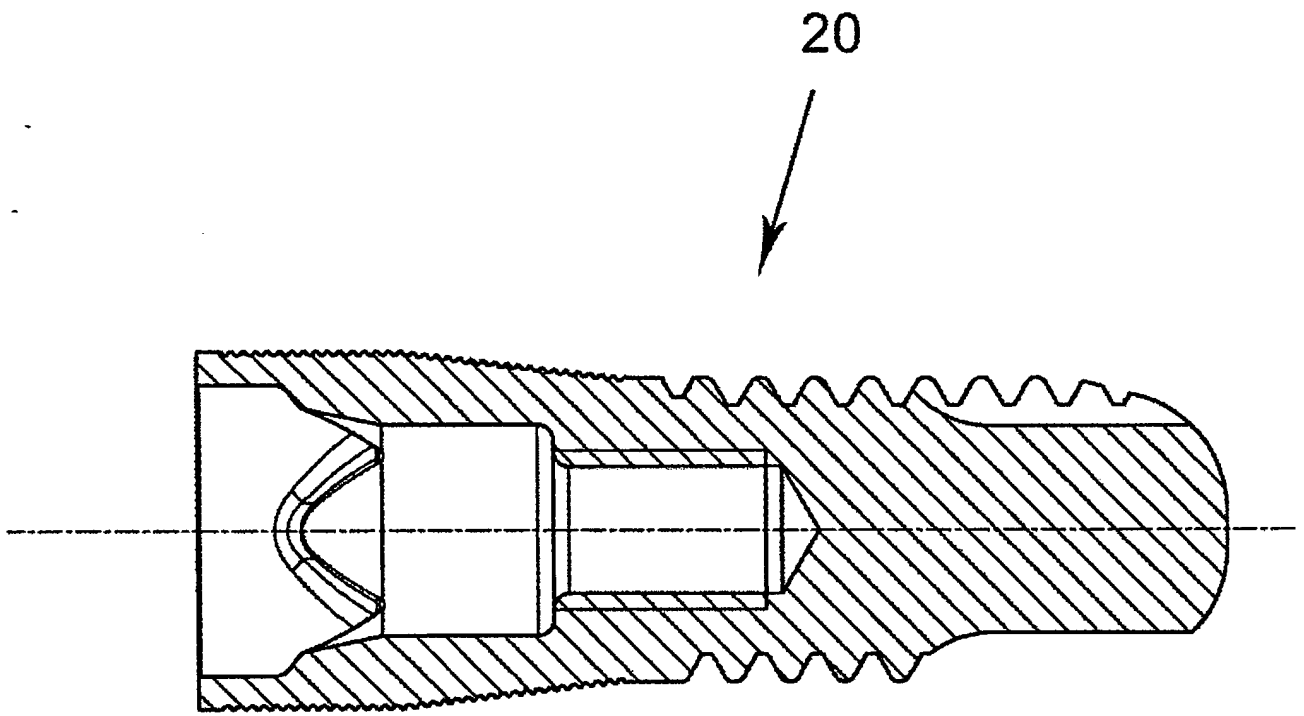


Fig. 10

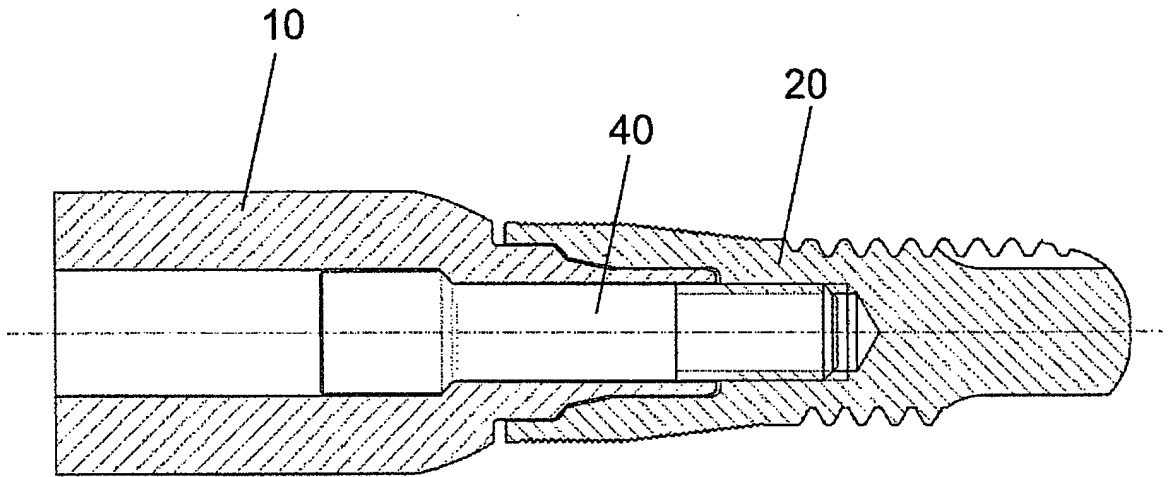


Fig. 11

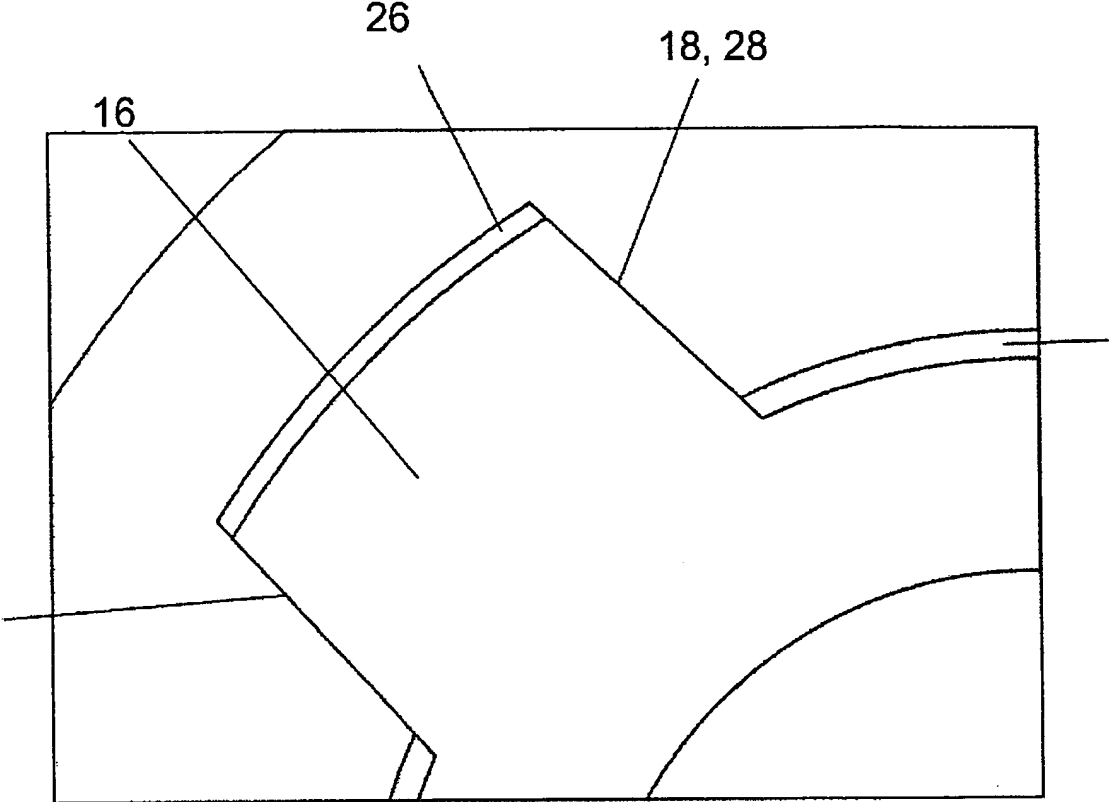


Fig. 12

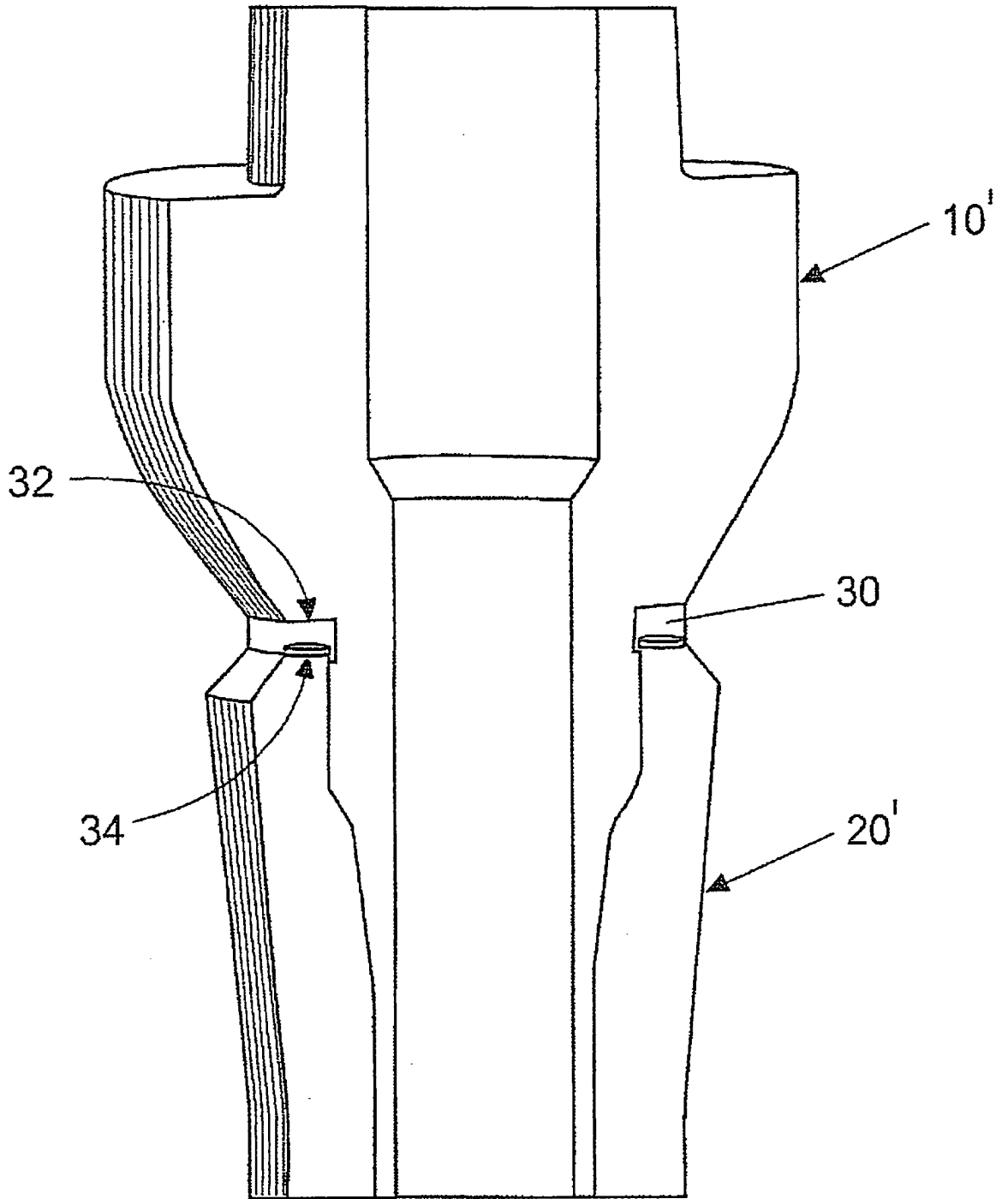


Fig. 13

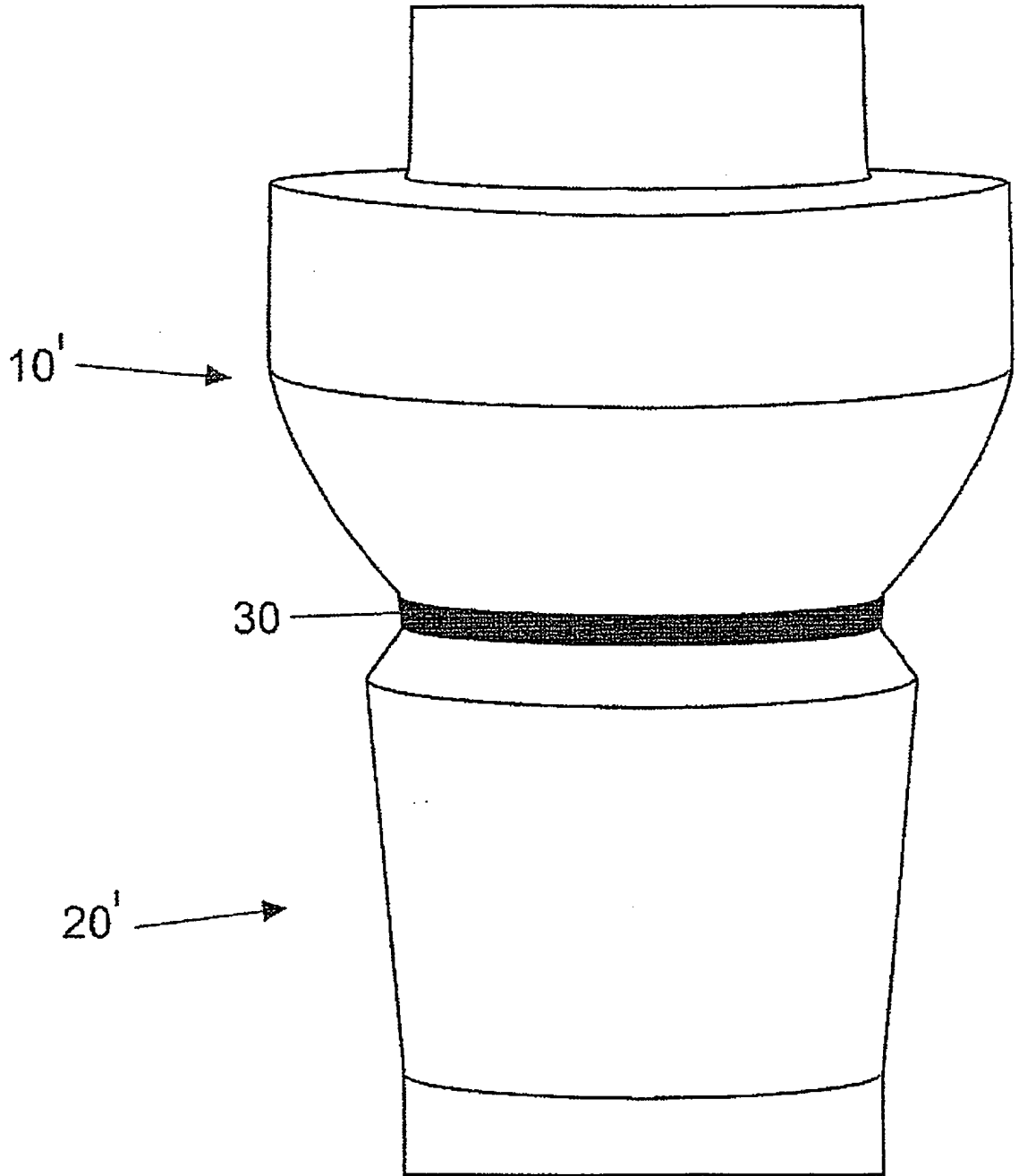


Fig. 14

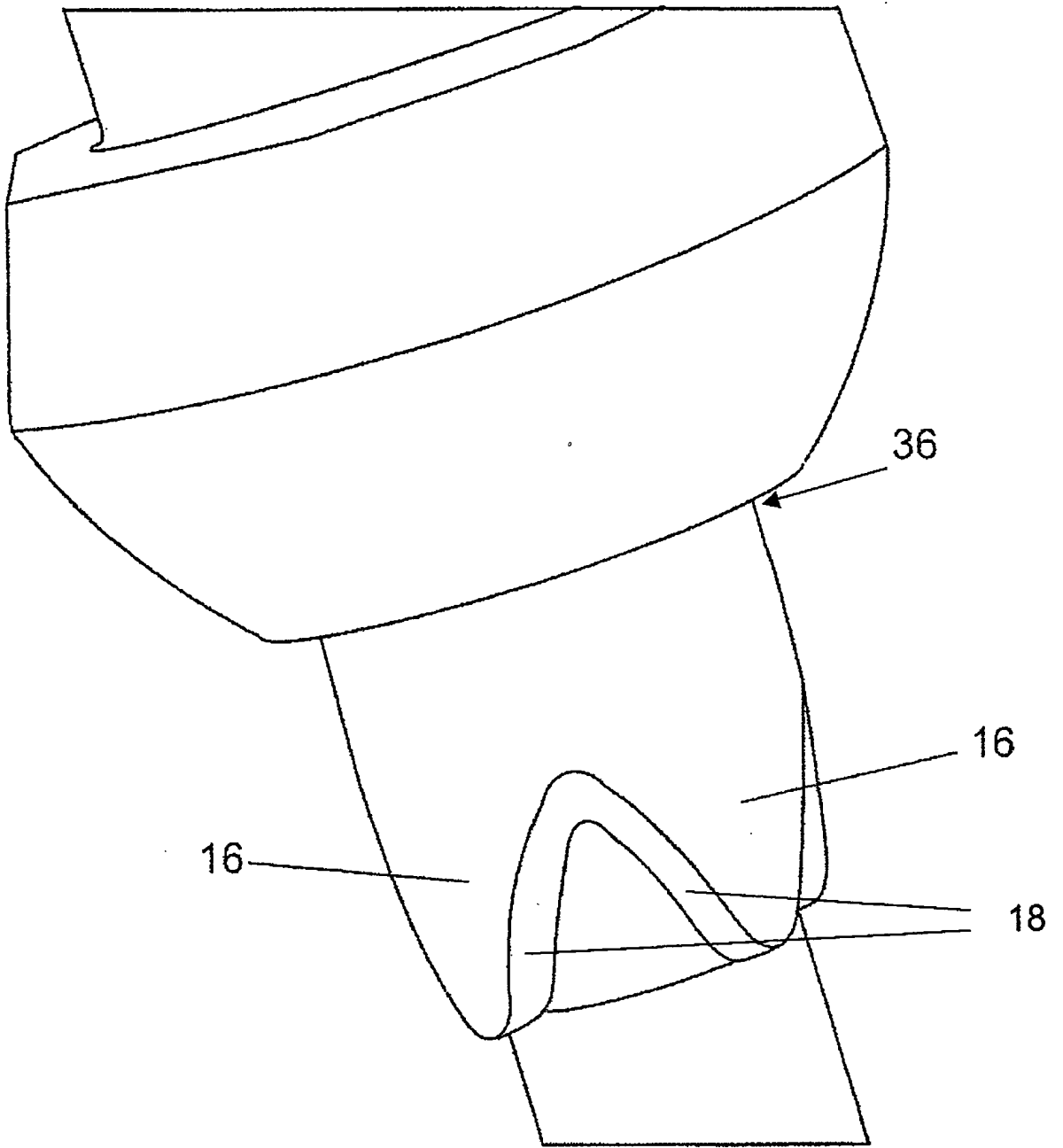


Fig. 15

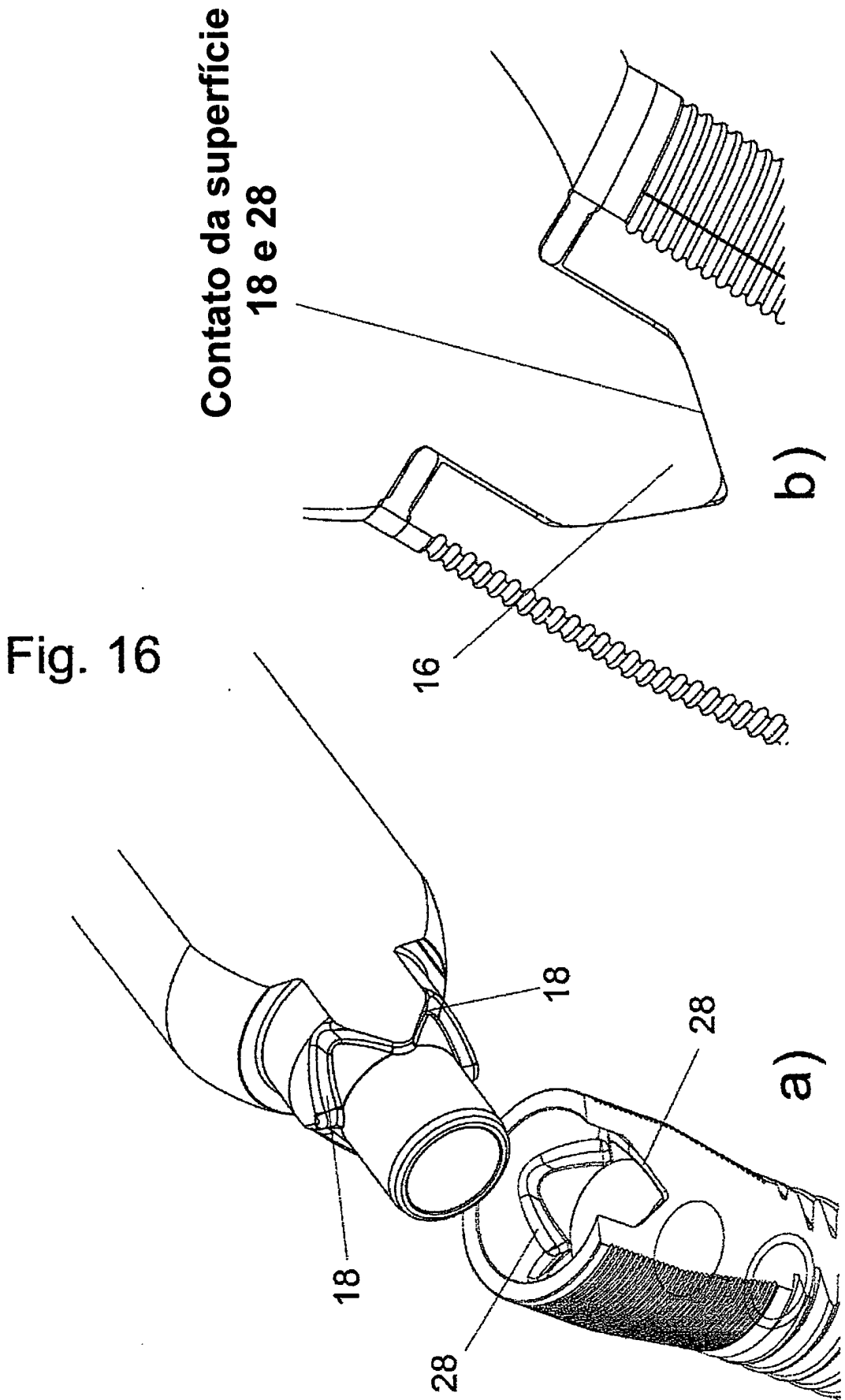


Fig. 16

Contato da superfície
18 e 28

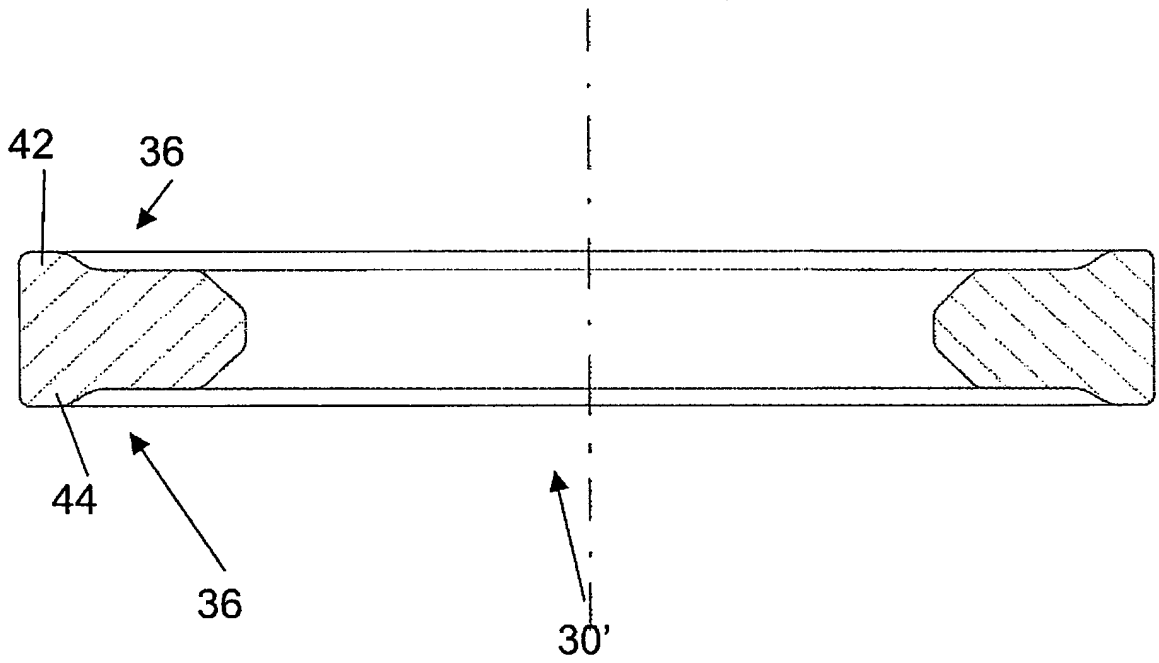


FIG.17

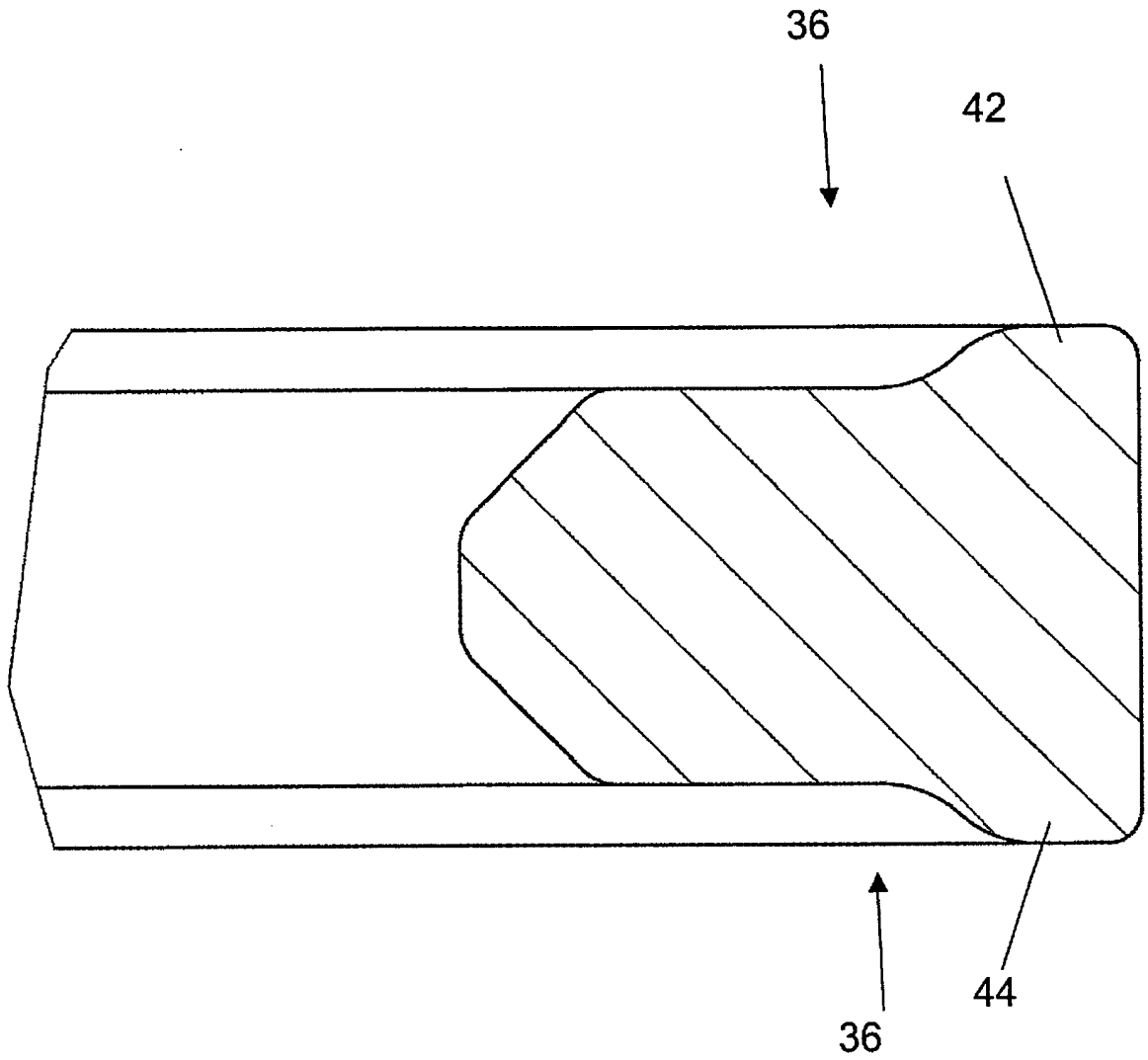


Fig. 18

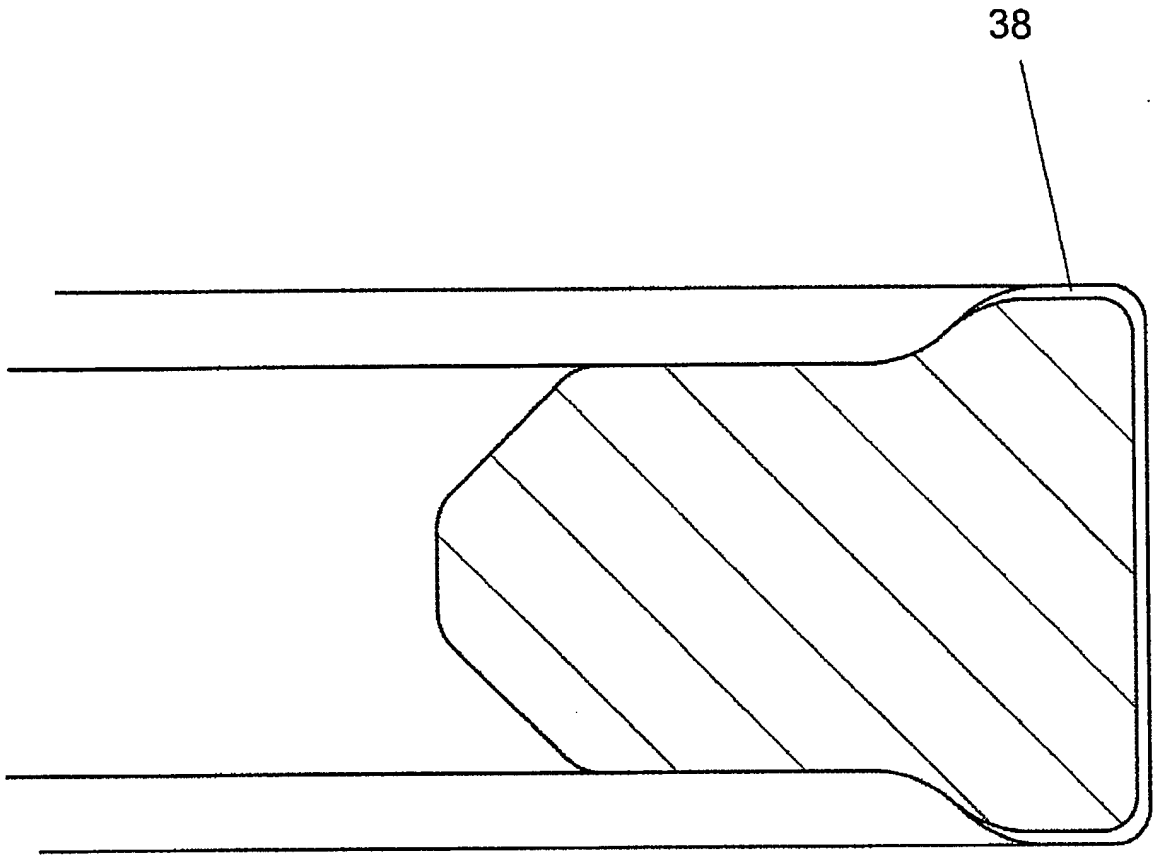


Fig. 19

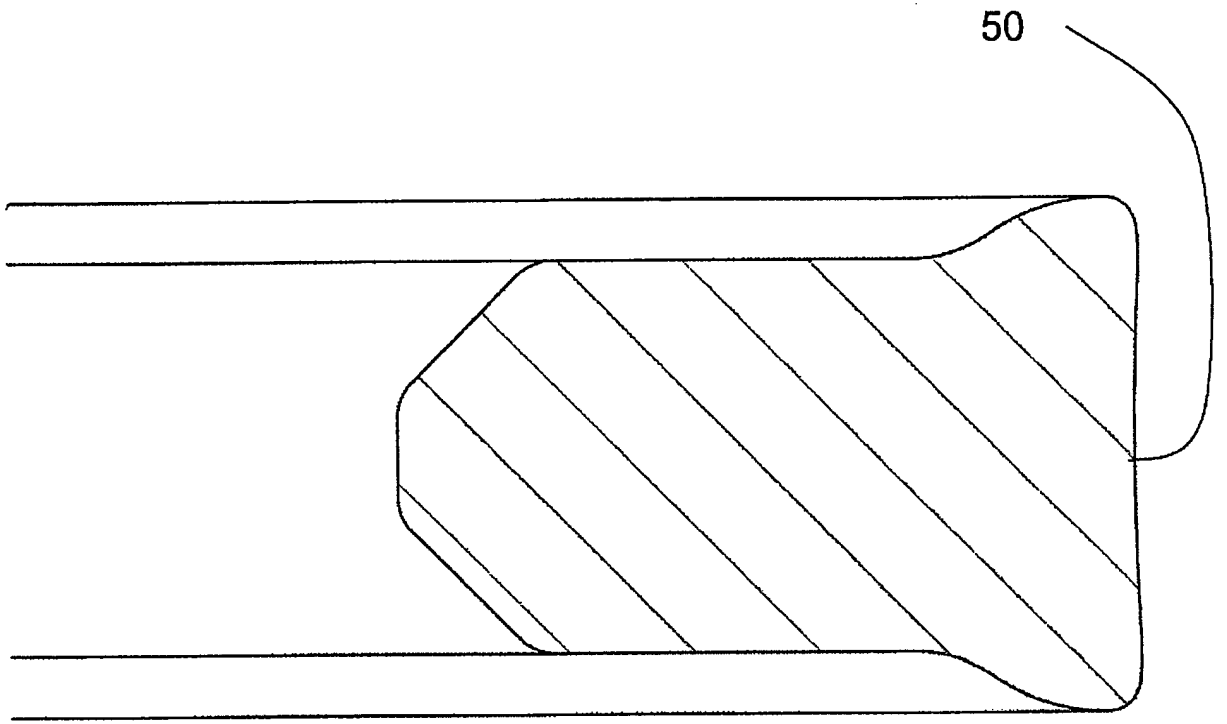


Fig. 20

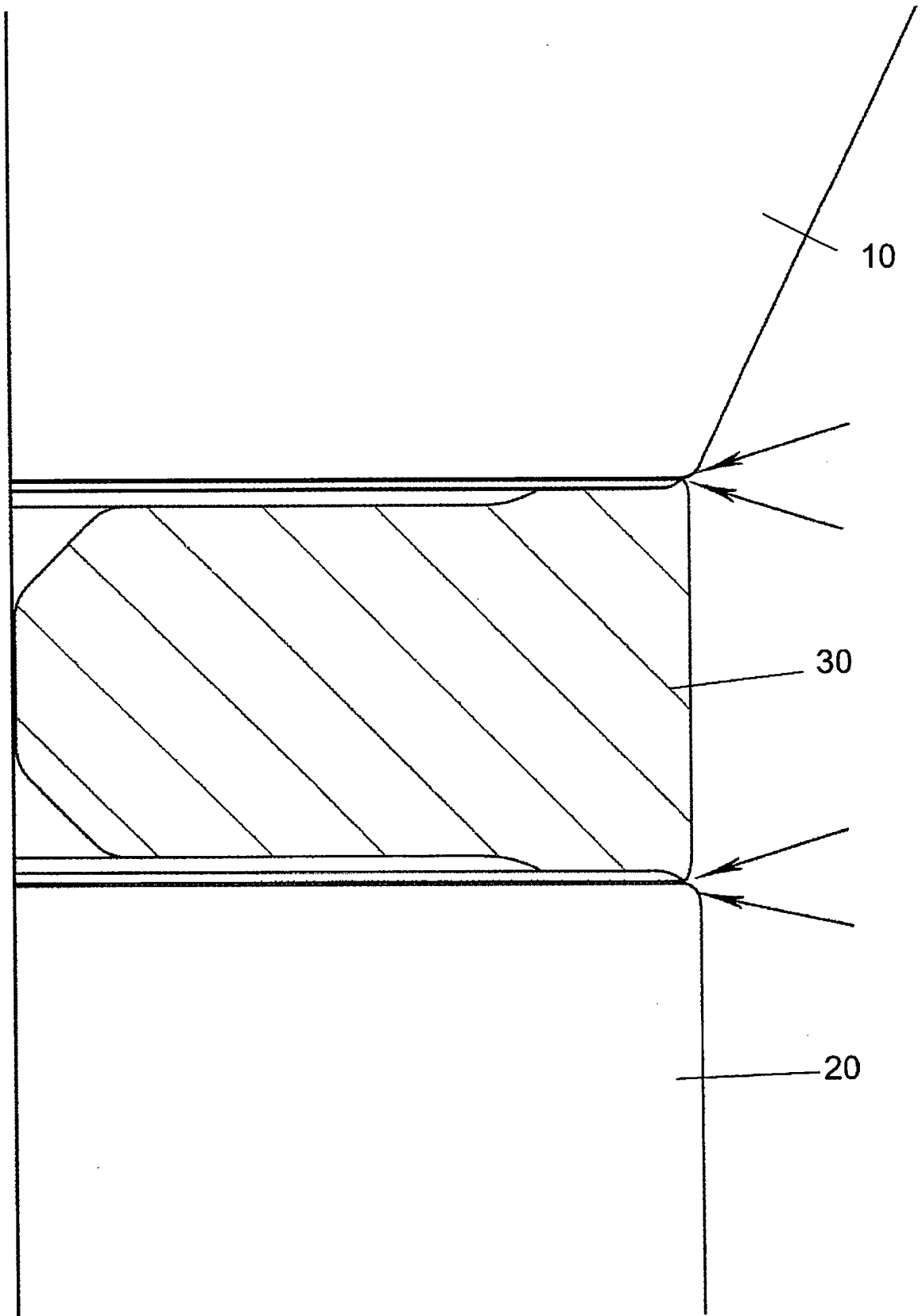


Fig. 21

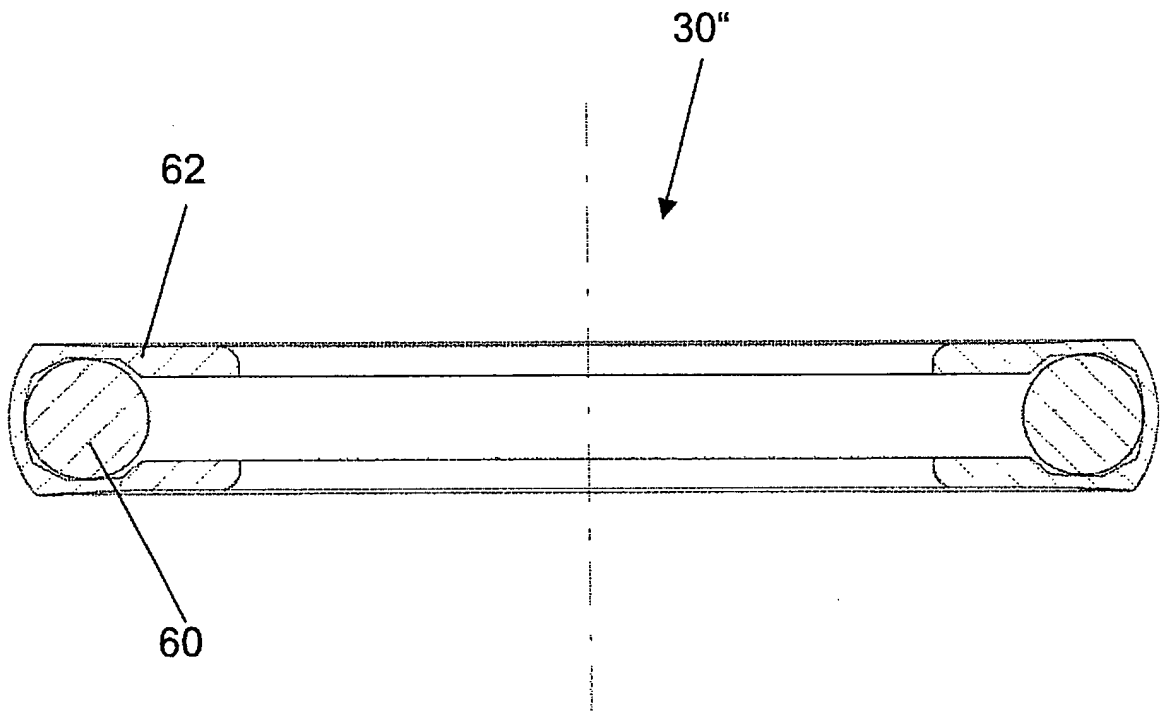


Fig. 22

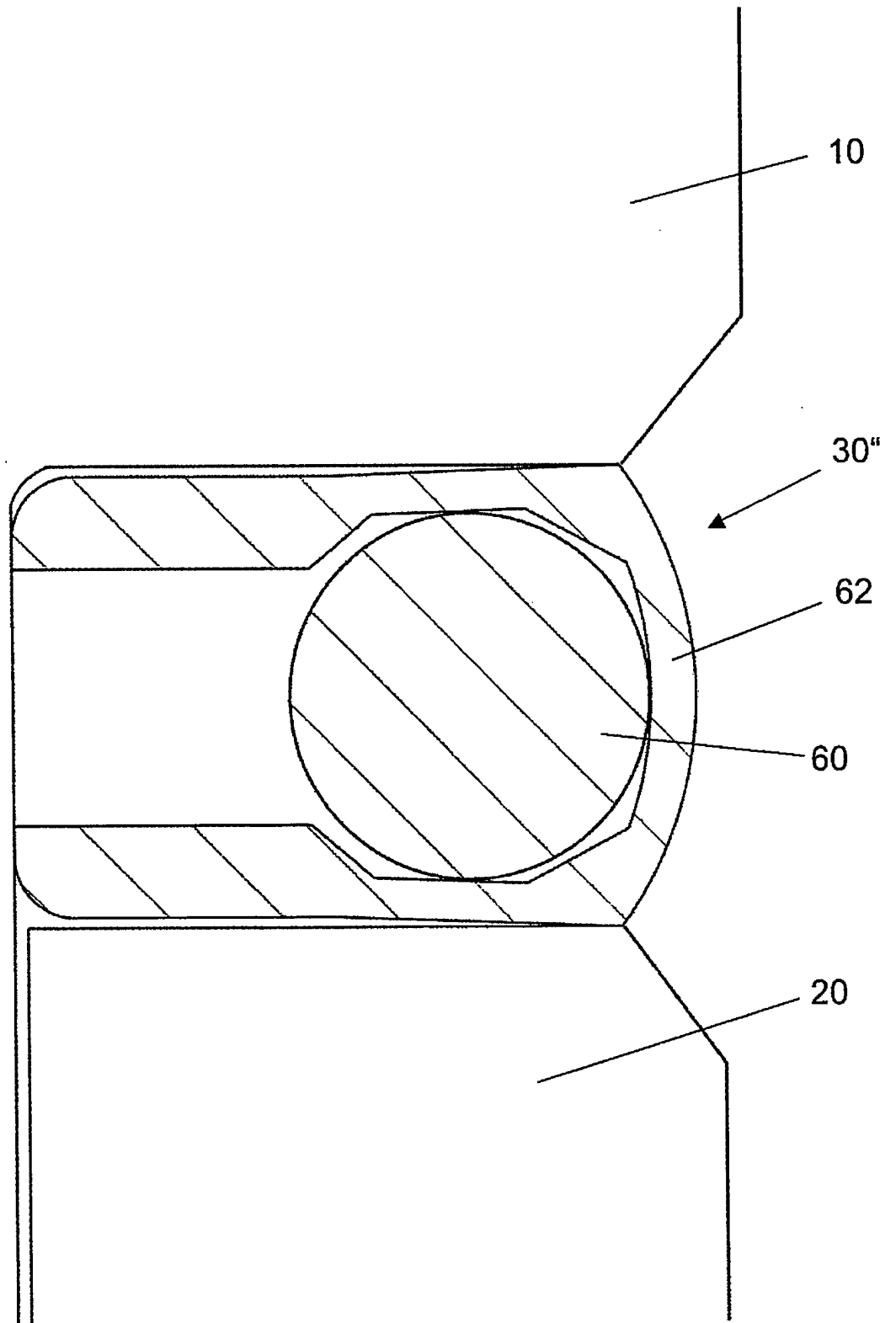


Fig. 23

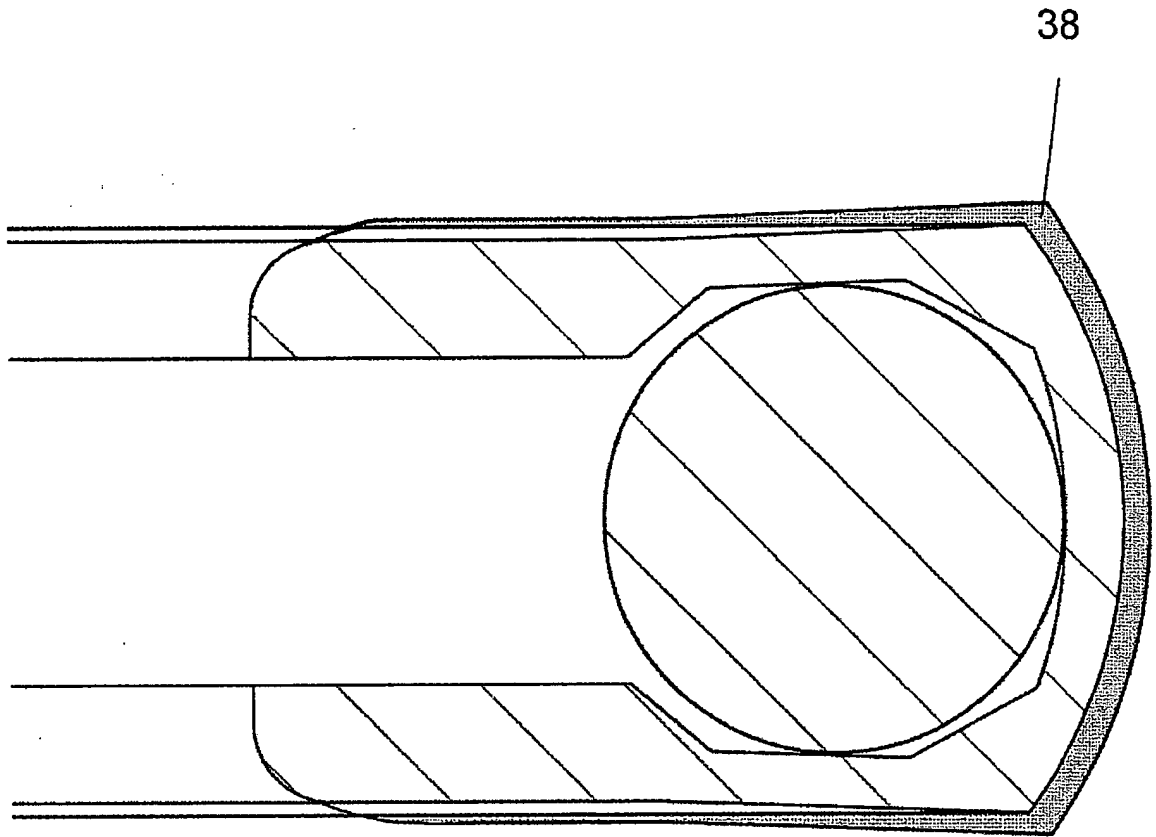


Fig. 24

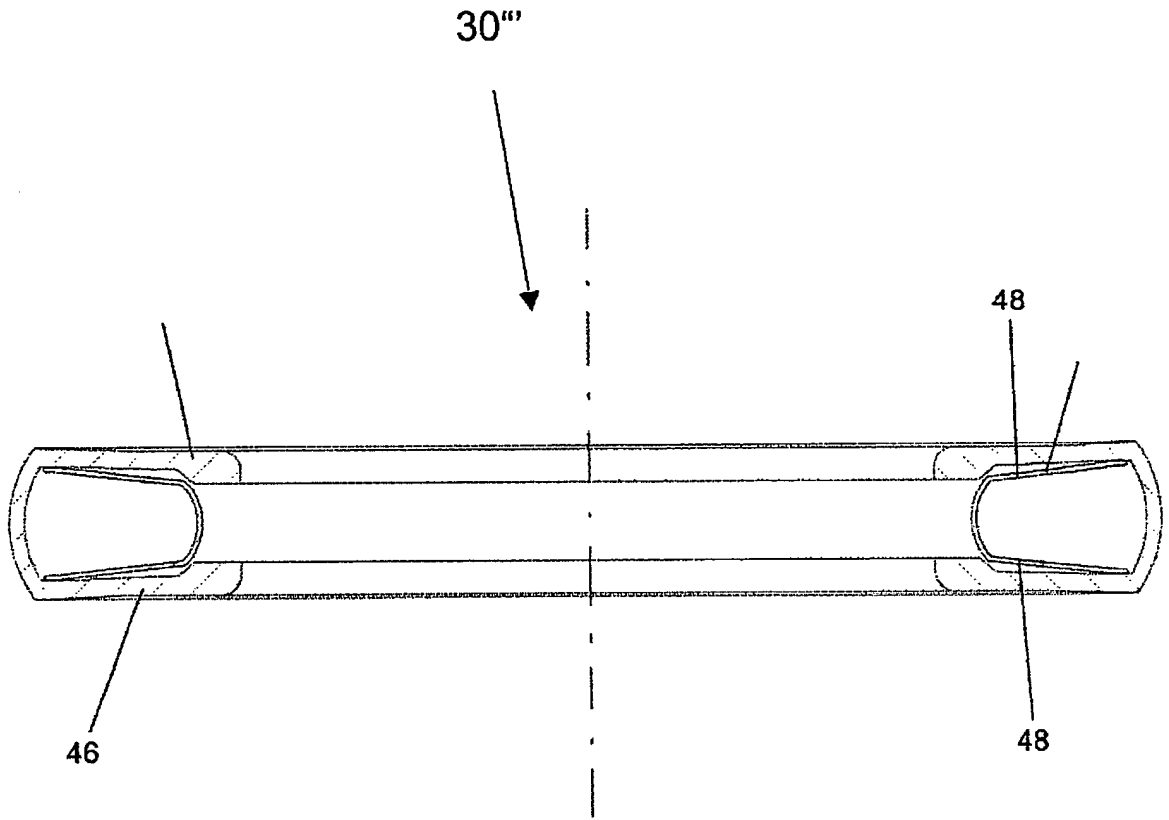


Fig. 25

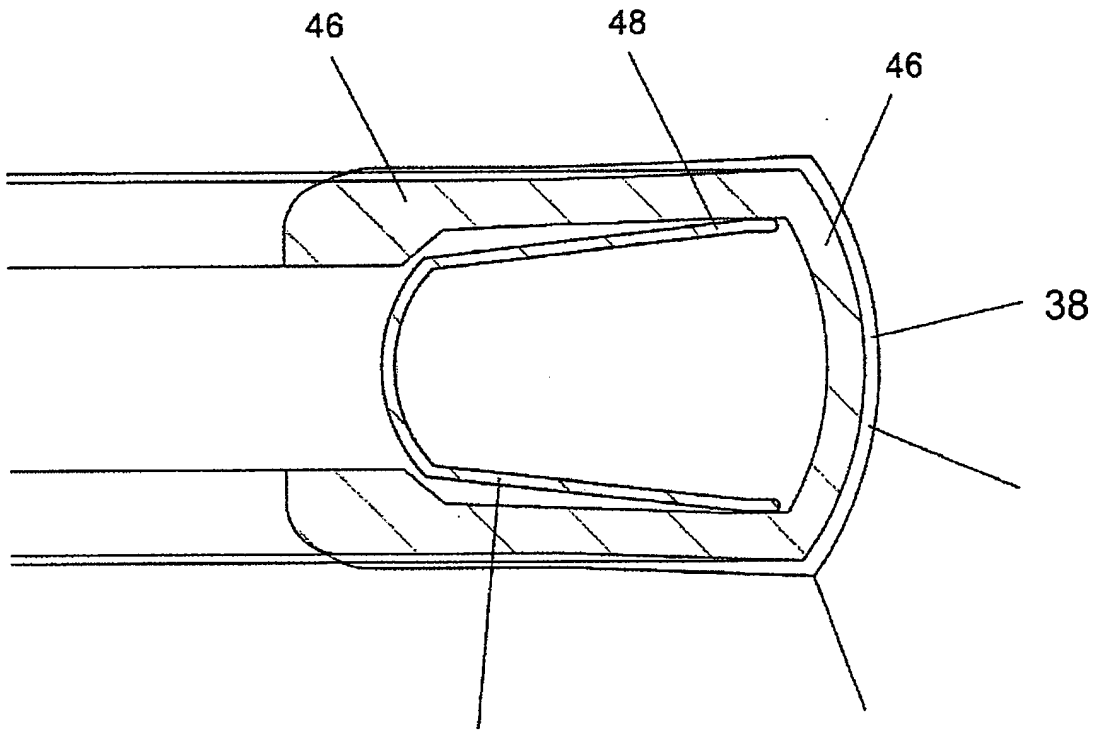


Fig. 26

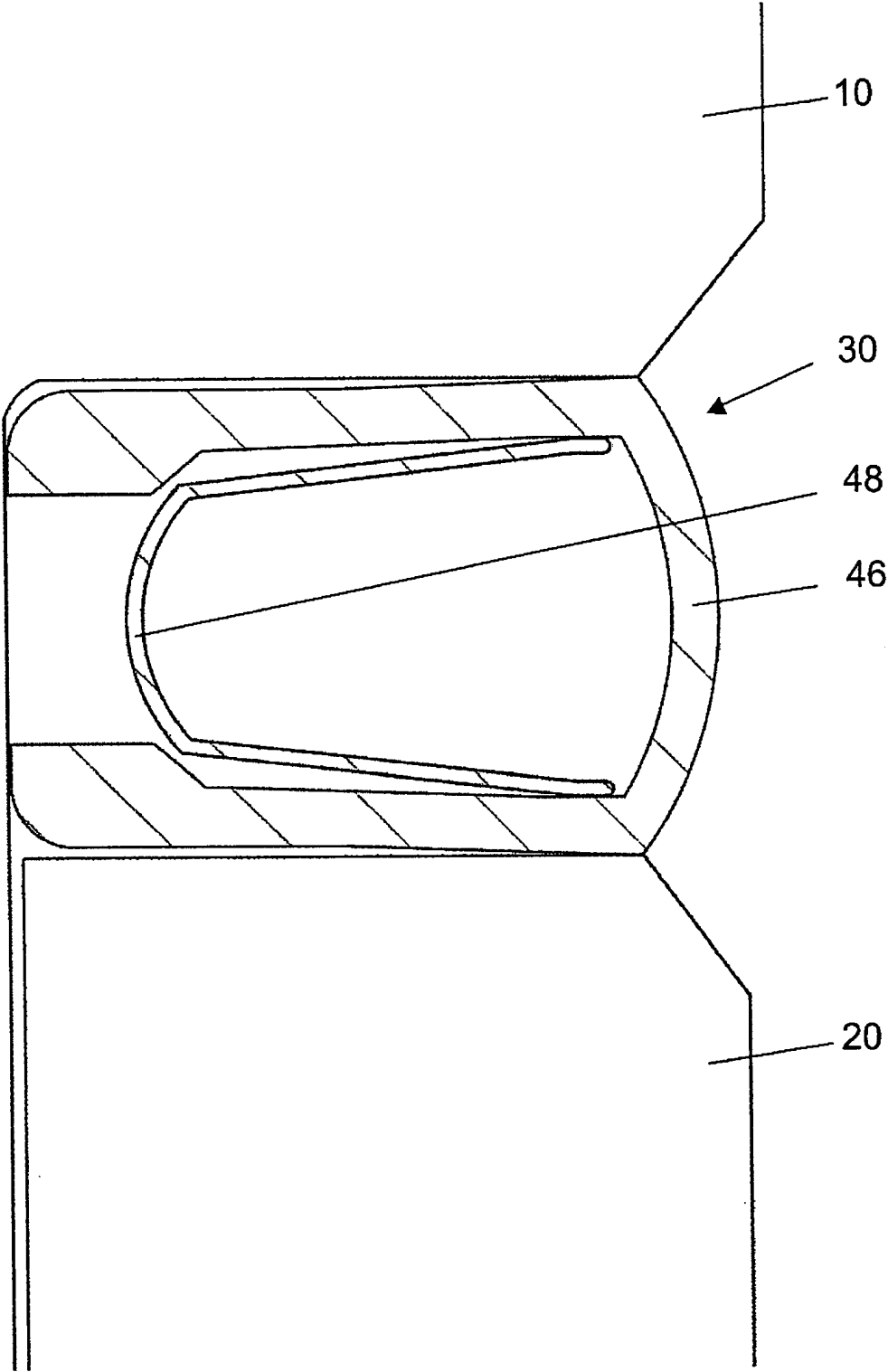


Fig. 27

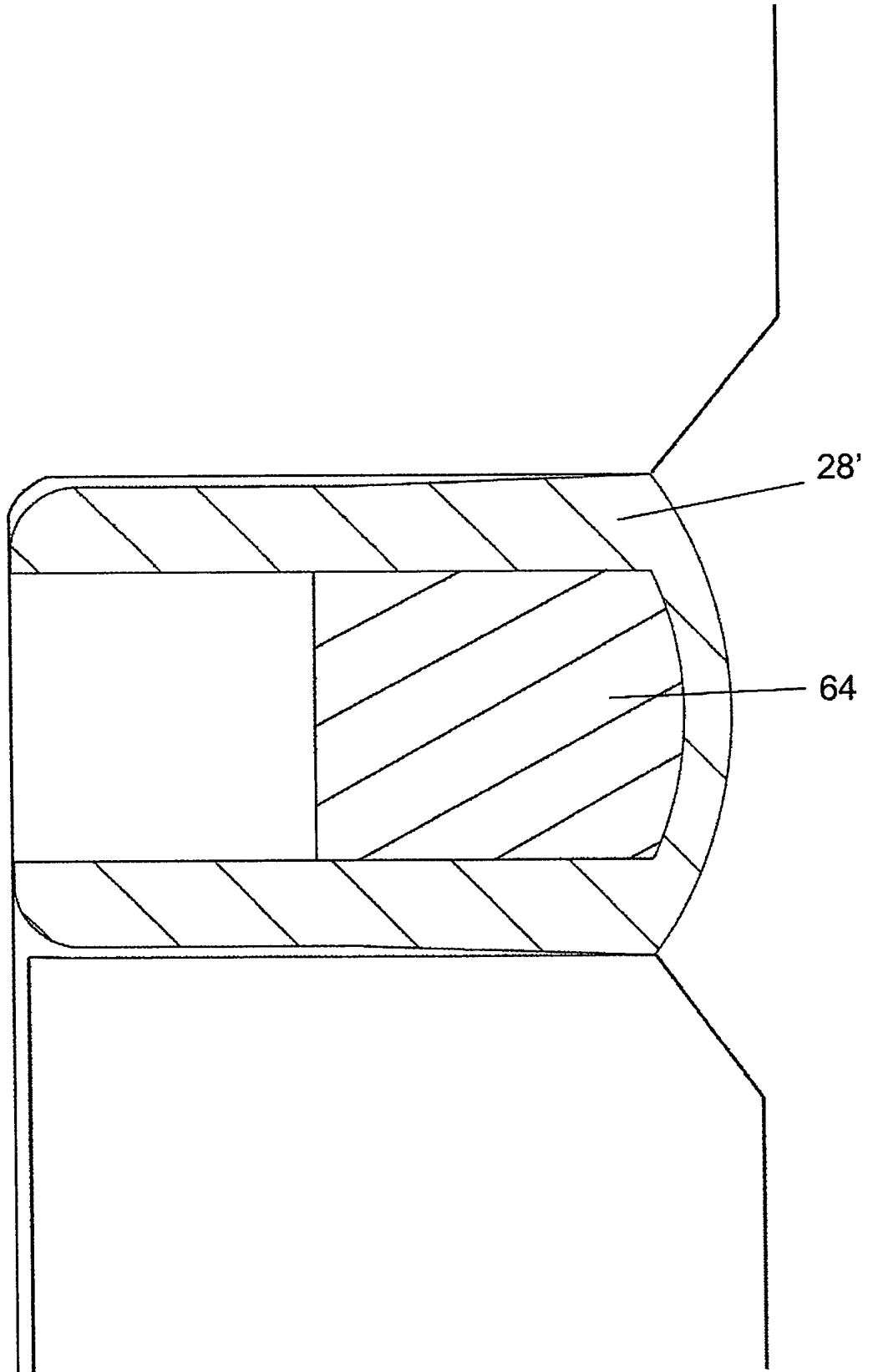


Fig. 28

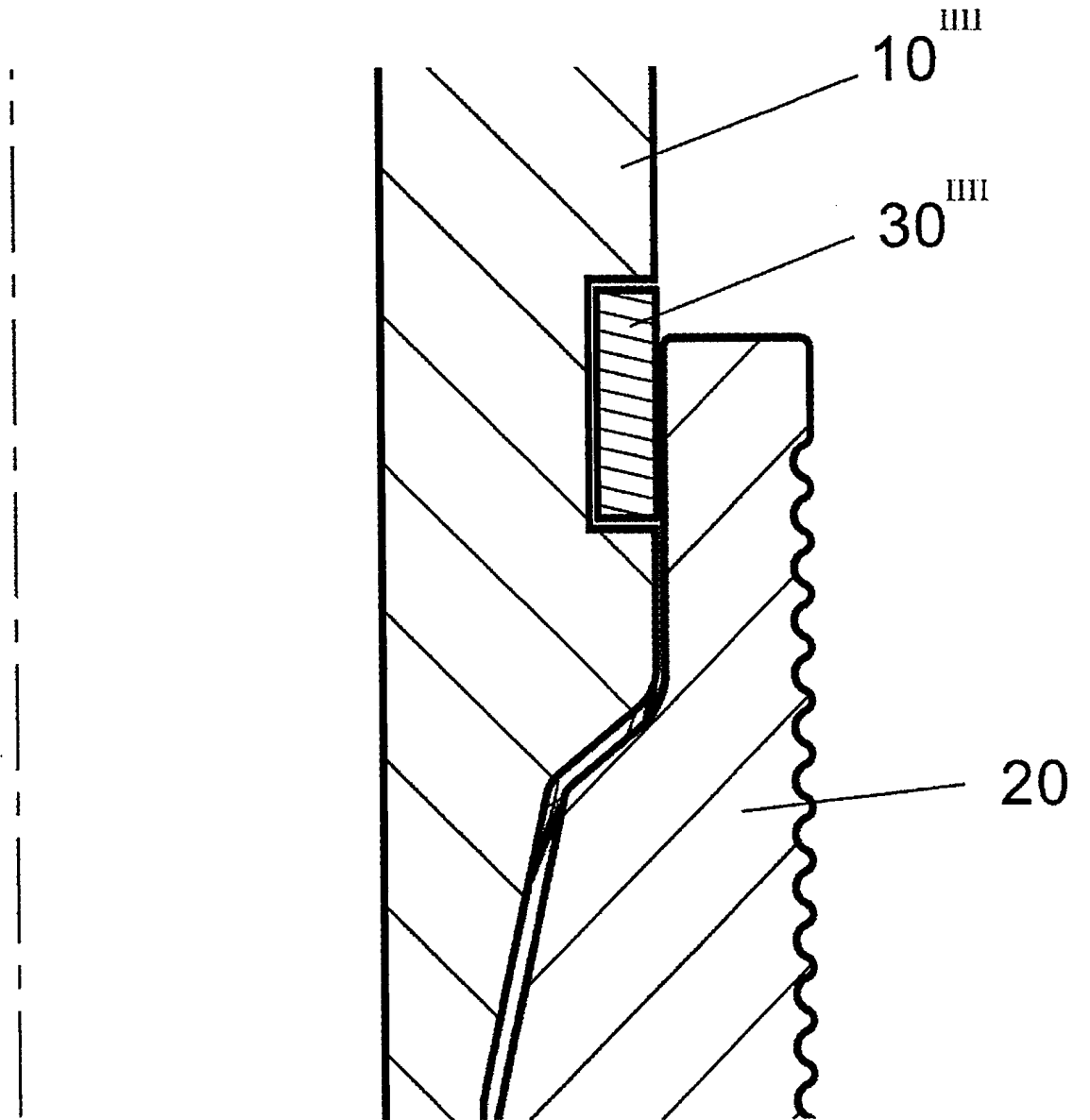


Fig. 29

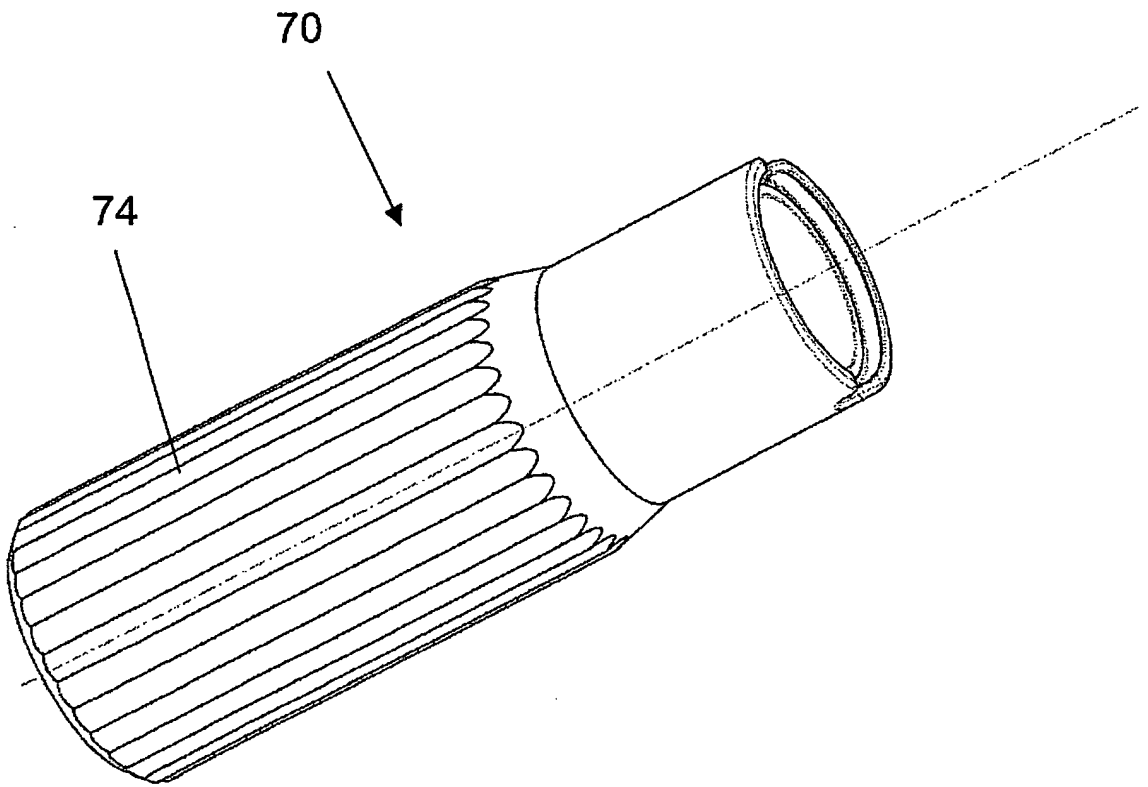


Fig. 30

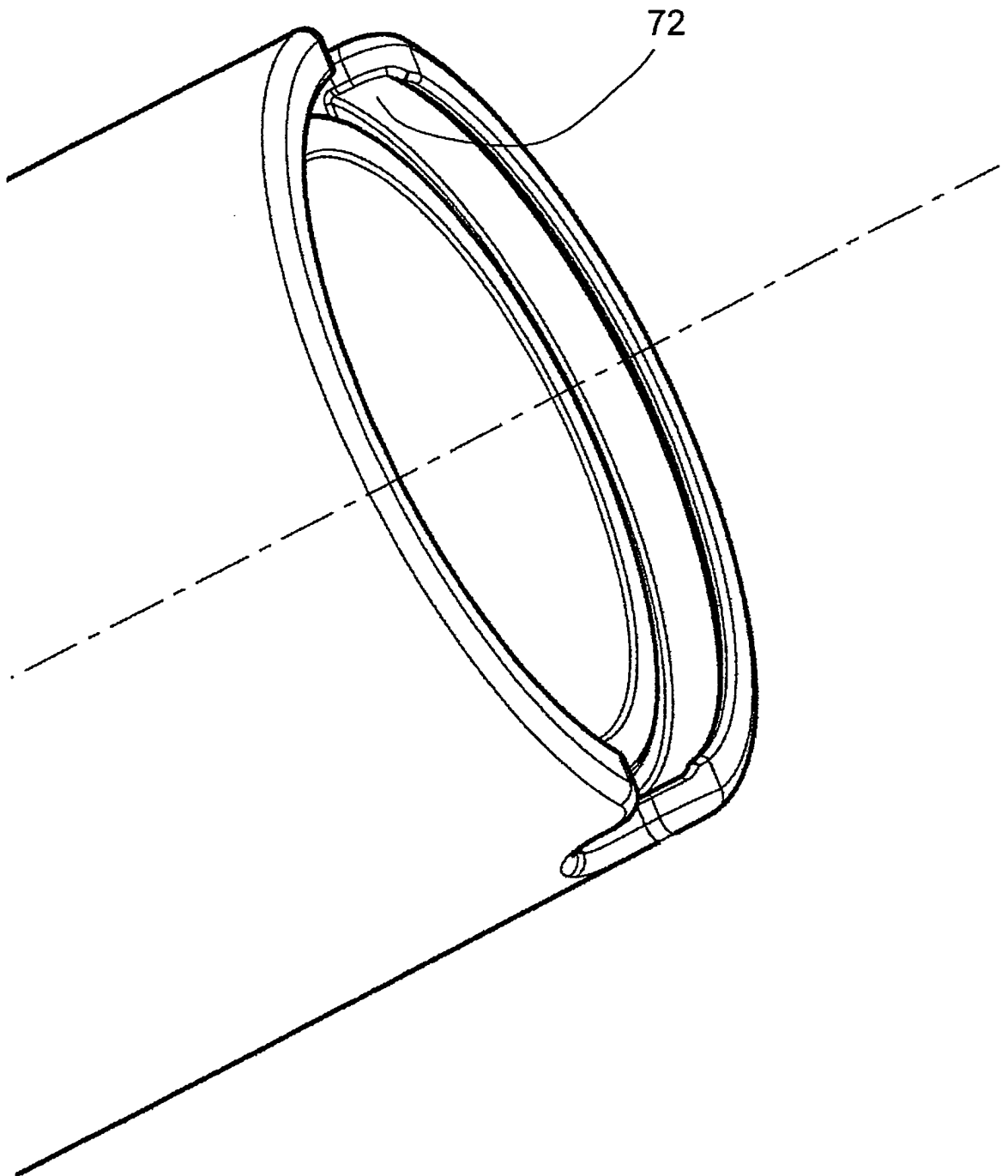


Fig. 31

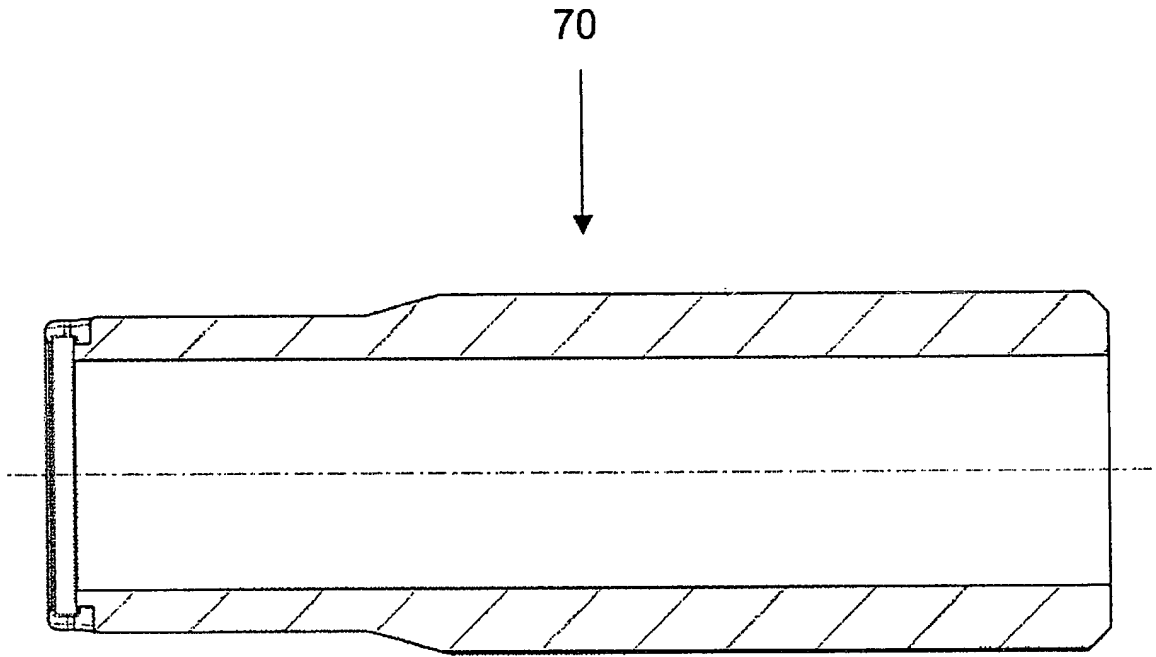


Fig. 32

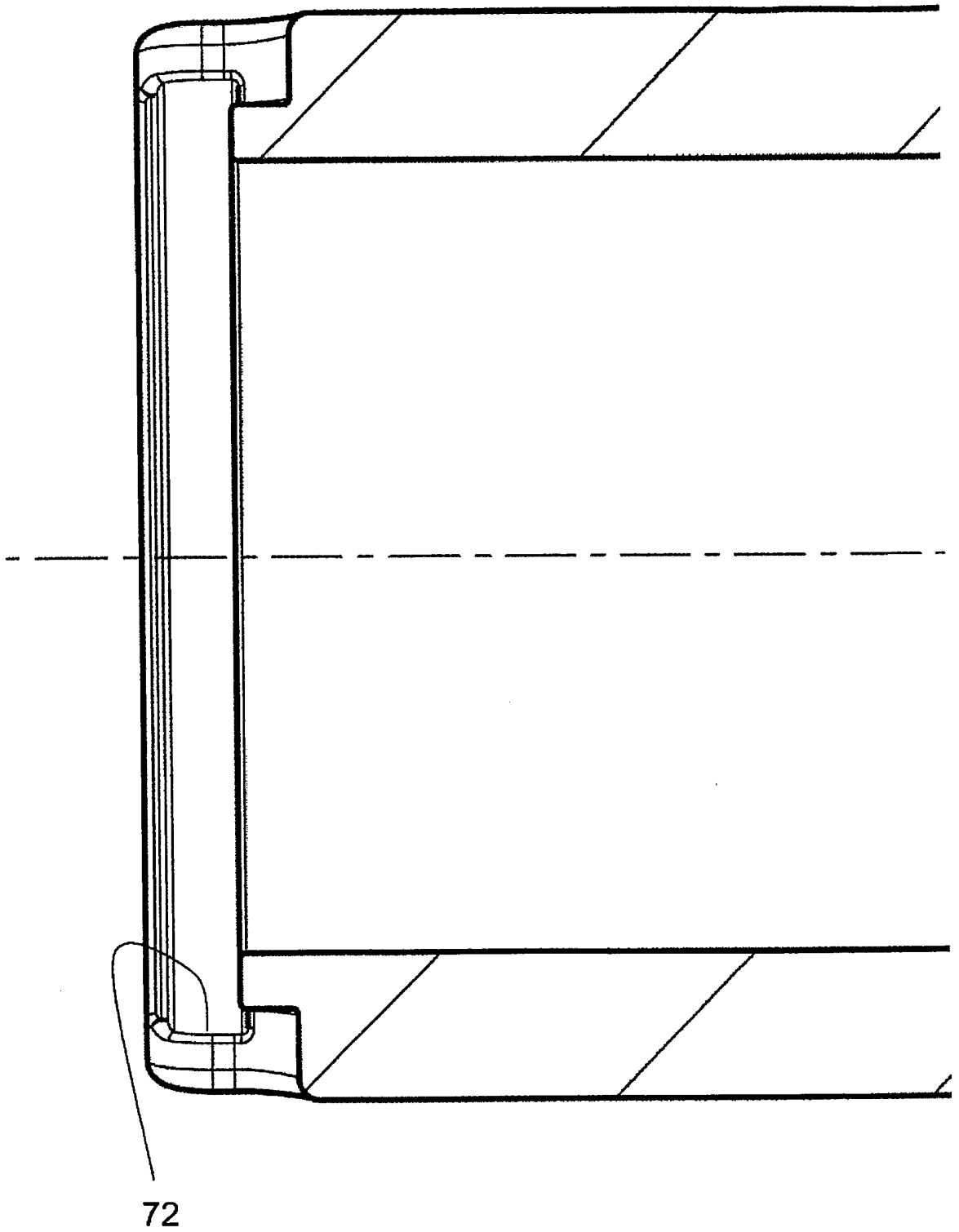


Fig. 33

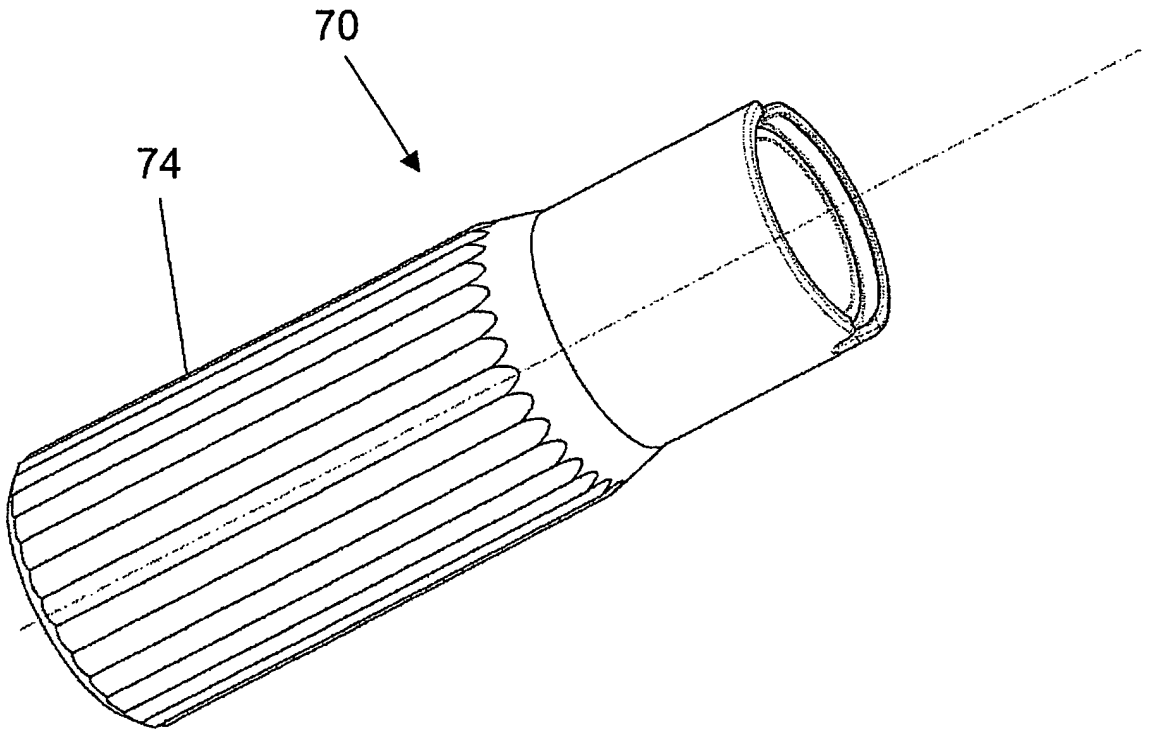


Fig. 34

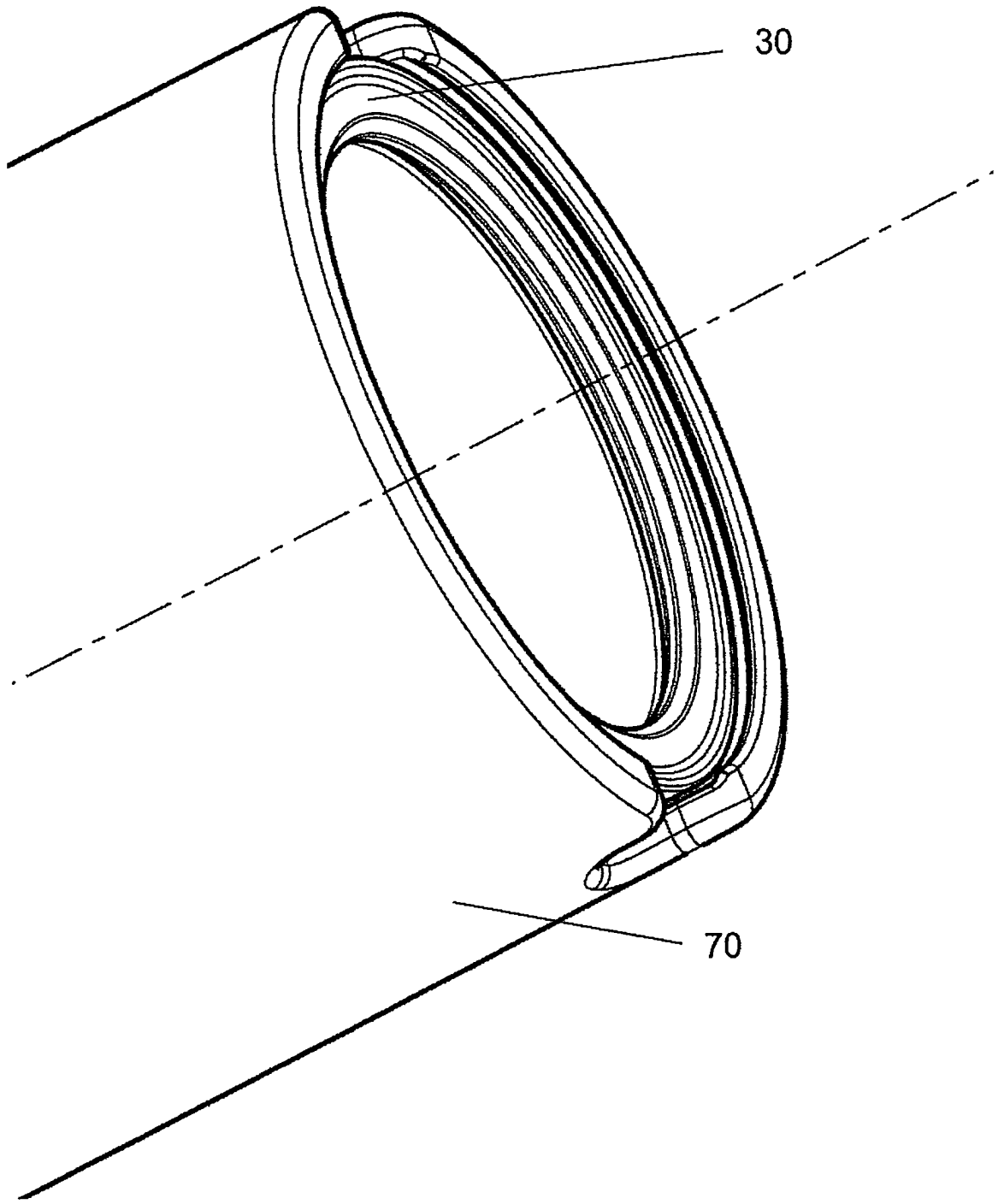


Fig. 35

70

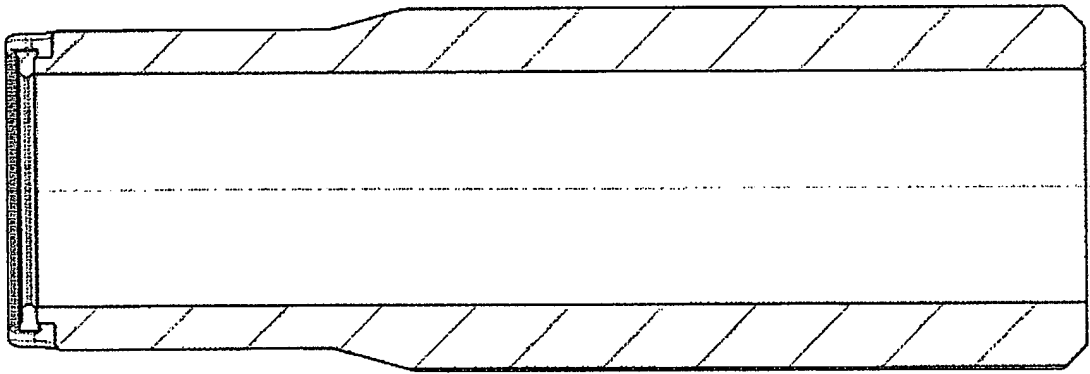


Fig. 36

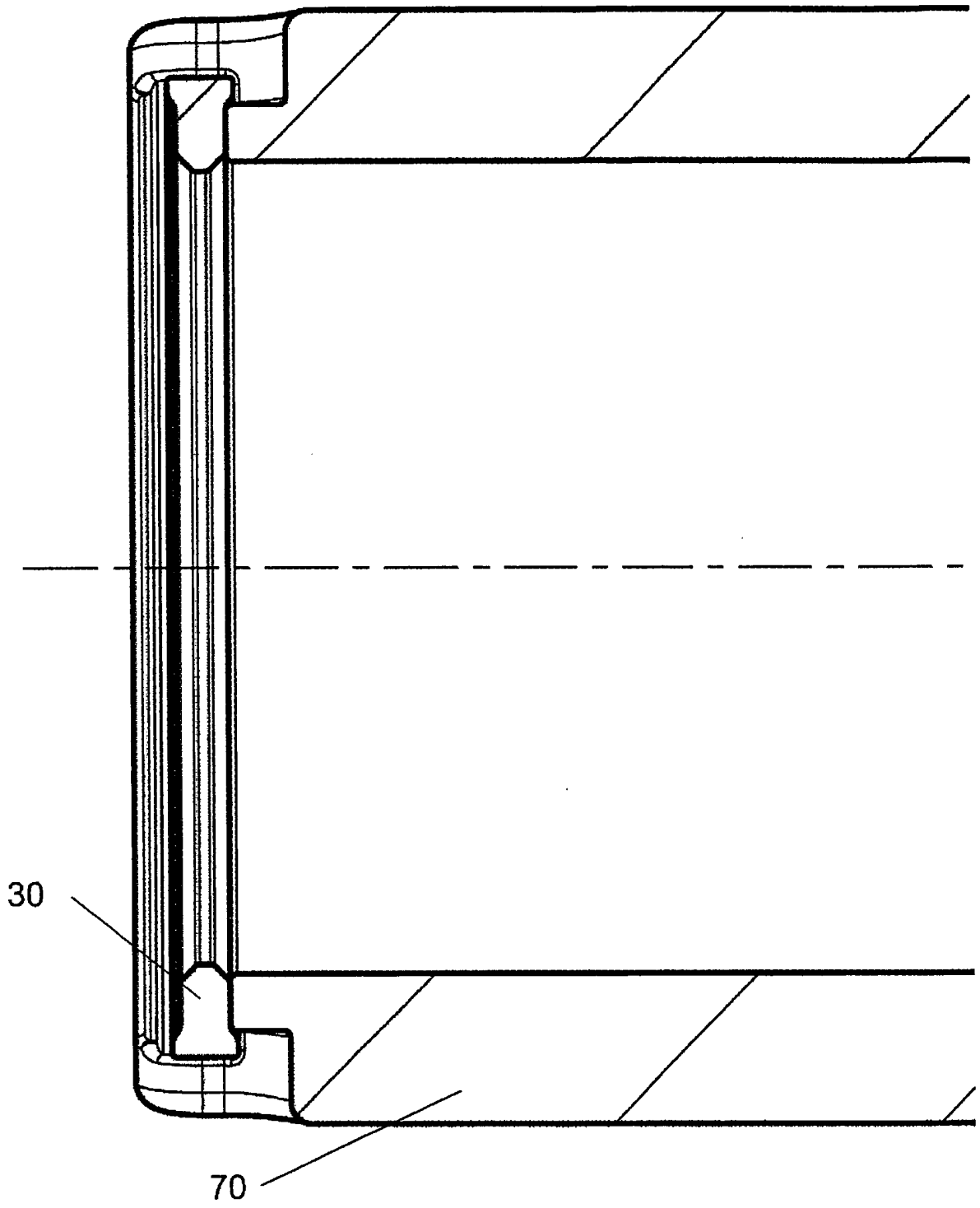


Fig. 37

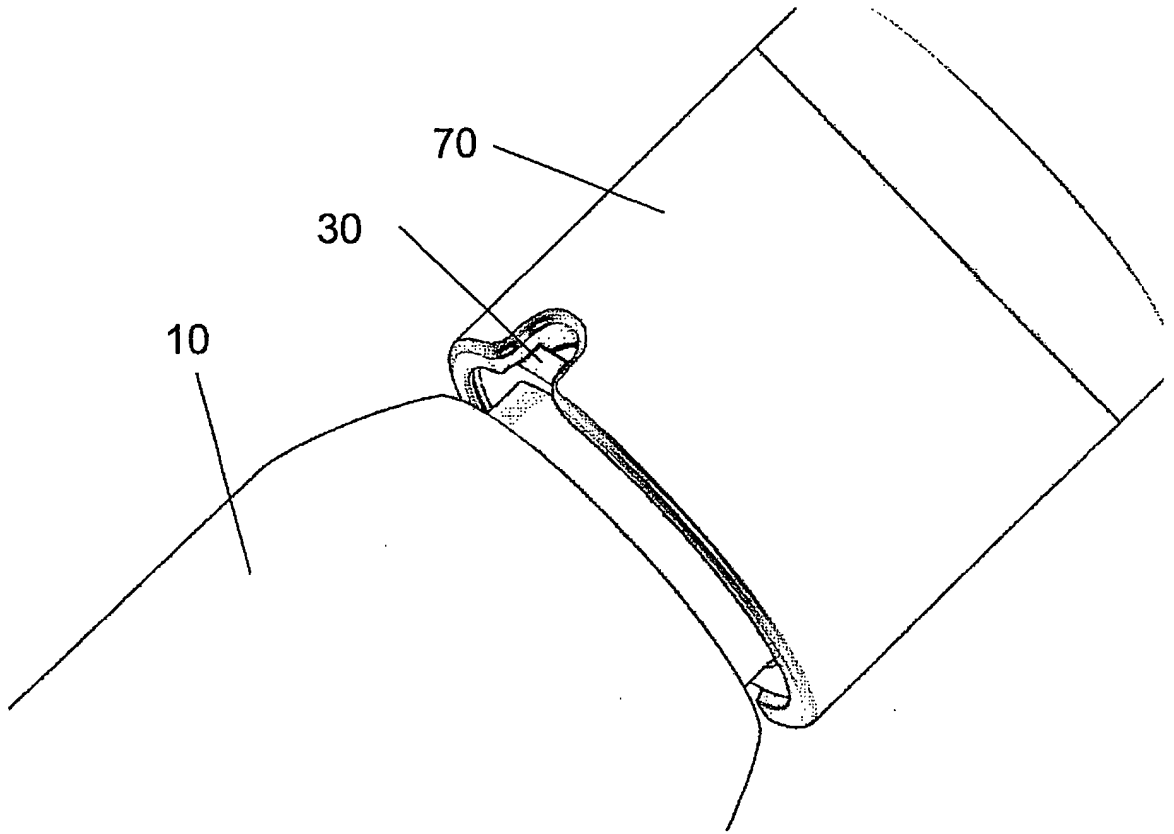


Fig. 38

RESUMO

“IMPLANTE DENTAL DE DUAS PARTES”

A invenção refere-se a um implante dental de duas partes com uma parte de implante distal e uma proximal, as quais, em um estado conectadas uma com a outra em um ponto de conexão, são pelo menos indiretamente contíguas uma à outra e, na região do ponto de conexão, apresentam superfícies voltadas umas para as outras, em que entre as superfícies voltadas umas para as outras da parte de implante distal e da parte de implante proximal é previsto um corpo de vedação que possui faces de vedação voltadas para as superfícies, as quais encostam vedantemente em suas superfícies voltadas umas para as outras no definitivo estado conectado das duas partes de implante, e, além disto, entre a parte de implante distal e a parte de implante proximal são previstas faces de contato voltadas umas para as outras, as quais, no implante dental montado pronto, se chocam umas sobre as outras e as quais limitam a medida da aproximação das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, entre as quais o corpo de vedação é disposto, de modo que as faces de contato definem uma distância mínima das duas superfícies voltadas umas para as outras das partes de implante, que é transposta pelo corpo de vedação, em que o corpo de vedação consiste pelo menos parcialmente de um material elástico.