

(12) PEDIDO INTERNACIONAL PUBLICADO SOB O TRATADO DE COOPERAÇÃO EM MATÉRIA DE PATENTES
(PCT)

(19) Organização Mundial da
Propriedade Intelectual
Secretaria Internacional



(43) Data de Publicação Internacional
26 de Maio de 2016 (26.05.2016)

WIPO | PCT

(10) Número de Publicação Internacional
WO 2016/077902 A1

(51) Classificação Internacional de Patentes :
A61C 13/00 (2006.01)

(21) Número do Pedido Internacional :
PCT/BR2015/050220

(22) Data do Depósito Internacional :
18 de Novembro de 2015 (18.11.2015)

(25) Língua de Depósito Internacional : Português

(26) Língua de Publicação : Português

(30) Dados Relativos à Prioridade :
BR 20 2014 028680-8
18 de Novembro de 2014 (18.11.2014) BR

(72) Inventor; e

(71) Requerente : MATOS RODRIGUES, Dalton [BR/BR];
Rua Açu, 667, 59020-110 Natal (BR).

(74) Mandatário : MARTINS DA SILVA FILHO, Davino;
Rua Domingos Calheiros, 308 Sala 08 Tucuruvi, 02303-100 São Paulo (BR).

(81) Estados Designados (sem indicação contrária, para todos os tipos de proteção nacional existentes) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,

DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Estados Designados (sem indicação contrária, para todos os tipos de proteção regional existentes) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasiático (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), Europeu (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Declarações sob a Regra 4.17 :

— relativa ao direito do requerente de reivindicar a prioridade do pedido anterior (Regra 4.17(iii))

Publicado:

— com relatório de pesquisa internacional (Art. 21(3))

(54) Title : IMPROVEMENT MADE TO A BLOCK FOR PRODUCTION OF FIXED PROSTHESIS RESTORATIONS

(54) Título : APERFEIÇOAMENTO INTRODUZIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA

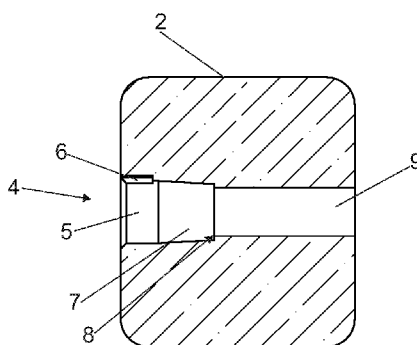


FIG. 3

(57) Abstract : "Improvement made to a block for production of fixed prosthesis restorations", comprising a single body formed by prefabricated blocks made from leucite-reinforced glass ceramic, glass-reinforced alumina, densely sintered alumina, Y-TZP zirconia (yttria-tetragonal zirconia polycrystal) with (partial or total) sintering, titanium, precious alloys, non-precious alloys, reinforced-strength acrylics, aluminium oxide, zirconia, lithium disilicate ceramic, cobalt-chrome metallic alloy, resin, feldspathic porcelain, porcelain-based vitreous ceramic or a resin- or porcelain-based composite, provided with a fastening pin that is inserted in the base of the modelling machine (not shown), characterized in that said prefabricated blocks are provided with a through-hole arranged transversally to the fastening pin, the through-hole being formed on the basis of a restraining hole provided with a key channel, immediately followed by a conical hole located in a support wall that delineates a cylindrical hole, for coupling of a prosthetic component (not shown), arranged in the lower section of the restorer element.

(57) Resumo :

(Continua na página seguinte)



WO 2016/077902 A1



"Aperfeiçoamento introduzido em bloco para produção de restaurações em prótese fixa" compreendido por um corpo único formado por blocos pré-fabricados confeccionados por cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas, acrílicos de resistência reforçada, óxido de alumínio, zirconia, cerâmica de dissilicato de lítio, liga metálica de cobalto-cromo, resina, porcelana feldspática, cerâmica vítrea baseada em porcelana ou compósito baseado em resina ou porcelana, dotado de pino fixação que é inserido na base da máquina modeladora (não mostrada), caracterizado pelo dito blocos pré-fabricados ser dotado de furo passante disposto de forma transversal ao pino fixação, sendo o furo passante, formado a partir de furo travador dotado de canal de chaveta, seguido imediatamente por um furo cônico que finda-se em uma parede de encosto que projeta um furo cilíndrico, para acoplamento de um componente protético (não mostrado) dispostos na secção inferior do elemento restaurador.

APERFEIÇOAMENTO INTRODUZIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA

Refere-se o presente pedido patente de modelo de utilidade a um “APERFEIÇOAMENTO INTRODUZIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA” que foi desenvolvido de forma a promover um furo passante no bloco para instalação do componente protético denominado, possibilitando o acoplamento e posterior cimentação de componente protético, facilitando a fixação do elemento restaurador na prótese fixa, através do parafuso sobre implantes, dito furo é disposto de forma transversal ao pino de engate do bloco na máquina CAD-CAM, além de preconizar a perfuração de blocos, dos diversos tipos de materiais usados (óxido de alumínio, zirconia, cerâmica de dissilicato de lítio, liga metálica de cobalto-cromo, resina, porcelana feldspática, cerâmica vítrea baseada em porcelana ou compósito baseado em resina ou porcelana), para uso no software CAD e obtenção de pilares ou coroas. De maneira específica, o presente invento proporciona economia de tempo, trabalho laboratorial e materiais.

Estado da Técnica

O termo CAD-CAM designa o desenho de uma estrutura protética num computador (Computer Aided Design) seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (Computer Aided Manufacturing). Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e que deve a sua introdução na Odontologia, ao final da década de 70 e início da década de 80 do século passado, a Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça. Os objetivos principais dessa tecnologia eram, então, a automatização de um processo manual de modo a obter material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção. Em 1977, Young, Altschuler²⁹ apresentaram a ideia de utilizar a holografia laser para fazer um mapeamento intra-oral. Em

1984, Duret¹ desenvolveu o “Sistema Duret” de confecção de coroas unitárias. De acordo com este autor, as principais vantagens dessa técnica eram diminuir a grande dependência manual na fabricação das restaurações protéticas e, ao mesmo tempo, diminuir os custos. Todavia, o aparelho de Duret era demasiado
5 complexo e dispendioso. O primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável foi o CEREC (CEramic REConstruction), desenvolvido por Morman e Brandestini, em 1980, na Universidade de Zurique, Suíça.

A tecnologia CAD-CAM tem sido utilizada na Odontologia principalmente na produção de restaurações de prótese fixa como, por exemplo,
10 coroas, pontes e facetas. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD-CAM de alta tecnologia, que se baseiam em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (scanning), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM ou milling). Atualmente, há dois tipos de sistema CAD-CAM segundo a
15 disponibilidade de ceder os arquivos CAD: sistemas CAD-CAM abertos ou CAD-CAM fechados. A vantagem de um sistema aberto é a possibilidade de poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador. Os sistemas CAD-CAM fechados oferecem todo o sistema de produção.

20 Esses sistemas podem ainda classificar-se segundo o local onde são utilizados: clínica ou laboratório. A grande maioria dos sistemas funciona em laboratório; no entanto, o sistema CEREC é o único que apresenta ambas as modalidades: Chairside, especialmente para a clínica, e inLab, essencialmente para o laboratório. Previamente à digitalização da estrutura, há algumas
25 considerações a fazer relativas à preparação dental.

Além dos pressupostos habituais referentes à espessura do corte e ao material a utilizar, a estrutura dentária remanescente não pode ter ângulos vivos. As estruturas são executadas em cerâmica, e a presença de ângulos vivos

induziria linhas de fratura do material. Além disso, o sistema de maquinação da peça protética, sobretudo a forma da ponta da broca e a sua espessura, não consegue reproduzir ângulos desse tipo. Normalmente, a linha de acabamento ideal nesses sistemas é o chanfro largo ou ombro com ângulo interno arredondado.

A preparação dentária pode ser digitalizada fora da cavidade oral, sobre o modelo de gesso (troquel), ou dentro da cavidade oral, por um sistema de digitalização intra-oral. Embora sejam de aplicação mais prática e mais rápida, os sistemas de digitalização intra-oral ainda não permitem obter imagens suficientemente precisas das relações espaciais, especialmente quando estão envolvidos vários dentes na reabilitação protética. De acordo com Tinschert et al., no estado atual da tecnologia CAD-CAM, os métodos extra orais são preferíveis. Todavia, estes métodos apresentam algumas desvantagens, tais como o tempo dispendido e o fato de exigirem uma impressão da preparação dentária, o que também introduz fatores de erro nesse processo.

Depois de efetuada a digitalização do preparo dental, a imagem é transferida para um programa de desenho assistido por computador, pelo qual o operador pode então desenhar de forma virtual a estrutura protética. Eventualmente, e se necessário, pode ser realizado um enceramento, que é posteriormente digitalizado e tratado pelo software. Nesta fase, define-se as linhas de acabamento, o espaçamento e a espessura da restauração a maquinar. Apesar da evolução dos programas de desenho das restaurações protéticas para uma concepção mais facilitada, sobretudo pela introdução do 3D e das bases de dados de estruturas protéticas, presume-se que o operador tenha alguns conhecimentos sobre informática.

Os materiais utilizados para a fresagem da estrutura protética são blocos pré-fabricados dos seguintes materiais: cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP

Zircônia (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas e acrílicos de resistência reforçada. Uma das grandes vantagens da utilização desses sistemas é a possibilidade de trabalhar com materiais muito resistentes, como a zircônia, que, quanto à fabricação manual, é bastante limitada.

Atualmente, a zircônia é a cerâmica mais resistente disponível para utilização em Odontologia, razão pela qual foi destacada neste trabalho.

Esse material tem o potencial de permitir a construção de pontes em setores de altas tensões, por exemplo em zonas mais posteriores da boca, pois revela uma resistência à fratura muito alta, três a quatro vezes superior à maior carga mastigatória. Num artigo de revisão de 2004, Raigrodsky refere que foi demonstrada em estudos in vitro, uma resistência à flexão de 900 Mpa–1.200 Mpa (1 MPA = 1 n/mm²) em barras de Y-TZP; 1.800–2.000 N em próteses parciais fixas com diferentes conectores (cargas estáticas); e 1.457 N numa simulação de uma carga clínica cíclica de cinco anos sobre uma prótese parcial fixa de três elementos. Apesar de ainda não existirem estudos de longa duração, há trabalhos com um, dois e três anos de duração em que ainda não foi encontrada uma única falha das in- fraestruturas. Essa alta resistência da zircônia deriva da sua formulação, conhecida como Y-TZP Zircônia. A zircônia (ZrO₂) é uma forma oxidada do metal zircônio, tal como a alumina é referente ao metal alumínio. O óxido de ítrio é um agente que é adicionado à zircônia pura de modo a conferir estabilidade à temperatura ambiente e produzir um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizado pelo ítrio (Y-TZP). Este material tem uma propriedade conhecida como “transformation toughening”: sob tensão, o material sofre alteração dimensional, com aumento volumétrico de 3 a 4%, gerando tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão freqüentes nas cerâmicas.

Por essa razão, a zircônia é conhecida como “Cerâmica Inteligente”. É uma característica semelhante à ação da junção amelo-dentinária no dente natural. Por outro lado, é de realçar também que referente, à biocompatibilidade e à estética, a zircônia apresenta uma maior valia, comparativamente às restaurações metalocerâmicas. Para a utilização nas máquinas de fresagem dos sistemas CAD- CAM, a zircônia apresenta-se em duas formas:

- Zircônia totalmente sinterizada (dura) - implica um tempo de trabalho demorado (2 a 4 horas para uma unidade) e um desgaste grande com brocas. De acordo com Luthardt et al., o desgaste dessa zircônia com brocas diamantadas pode danificar o material, comprometendo a sua resistência e viabilidade, razão pela qual o autor aconselha a utilização mais favorável da zircônia parcialmente sinterizada;

- Zircônia parcialmente sinterizada (zircônia mole) - permite um processamento mais fácil e mais rápido. Todavia, devido à sua condição de parcialmente sinterizada, necessita de 6 a 8 horas em um forno especial de cerâmica para completar a sinterização. Devido a esse processo, verifica-se uma alteração dimensional que tem de ser compensada durante o desenho virtual inicial da estrutura.

Depois de selecionado o material, os blocos pré-fabricados são, então, submetidos a um processo subtrativo de fresagem segundo o número de eixos (3 a 6 eixos), dependendo do sistema em questão. Para terminar a estrutura, são requeridos, além da prova de inserção, o polimento e a individualização das estruturas com cerâmica cosmética.

Desenvolvido na Universidade de Zurique, o sistema CEREC foi o primeiro sistema CAD-CAM a alcançar êxito clínico e comercial. Por esse sistema é efetuada uma leitura óptica sem contato com a preparação dentária. O método de medição utilizado é o da triângulação ativa, com uma resolução de 25 µm. A imagem 3D gerada é então transferida para um computador, no qual o

programa CAD do sistema permite realizar o desenho da estrutura. A linha de acabamento é detectada automaticamente, podendo ser modificada também de forma manual, e é posteriormente executada na máquina de fresagem do mesmo sistema (CAM). Esta unidade apresenta duas brocas diamantadas que cortam a

5 estrutura em quatro eixos de trabalho e com uma reprodutibilidade de corte de aproximadamente 30 μ m¹⁷. O fato de o bloco de cerâmica estar seguro num dos lados, impede a acção da broca nessa zona, que é posteriormente fresada manualmente. O sistema permite a produção de coifas, incrustações, coroas parciais, facetas e coroas totais, para regiões ante- riores e posteriores, numa

10 única sessão.

De acordo com a informação transmitida pela marca, CEREC® significa atualmente Chairside Economical Restorations Esthetic Ceramic⁵. Na realidade, esse é o único sistema que apresenta uma versão para utilização na clínica (CEREC Chairside®), o que o torna muito prático e menos dependente

15 do trabalho no laboratório, podendo traduzir-se também em certa economia financeira (Economical). O lançamento de novos produtos, como o CEREC 3D®, o CEREC Chairside® e os blocos de cerâmica Triluxe®, vieram compensar defeitos dos anteriores modelos do CEREC® e permitir a construção de restaurações mais estéticas em cerâmica. A introdução do CEREC 3D®

20 permite ao clínico captar várias imagens com maior precisão e, então, criar um modelo virtual, por exemplo, para um quadrante completo. Todavia, de acordo com Tinschert et al., esta tecnologia do sistema CEREC ainda não possui uma precisão suficiente que permita a sua aprovação para construir próteses fixas de vários elementos.

25 O Triluxe® é um novo modelo de blocos de cerâmica (com três cores) que substitui os antigos blocos mono-cromáticos e que se reflete numa melhoria do potencial estético do sistema. O CEREC InLab® é um sistema de laboratório pelo qual o modelo de gesso da preparação dentária é submetido a uma

digitalização laser, sendo depois desenhada a infra- estrutura no computador (CAD) e posteriormente executada a maquinação do bloco de cerâmica. Depois de preparada e verificada a infraestrutura, o laboratório completa-a com cerâmica cosmética. Procera®

5 Até ao momento, o sistema Procera/AllCeram® produziu mais de 5 milhões de unidades protéticas, revelando-se, assim, como um dos sistemas CAD/CAM de maior êxito. Por essa tecnologia, a digitalização do modelo de gesso é feita por contato, por meio de um scanner Procera® (Piccolo® – para coroas unitárias, facetas e pilares; Forte® - também para próteses de 2 a 4
10 elementos). A “ponta digitalizadora” exerce uma pressão pequena de 20 g sobre o modelo de modo a garantir um contato preciso.

Apesar de serem efetuadas 50.000 leituras numa só preparação por esse procedimento, o processo demora aproximadamente 30 segundos. A imagem digitalizada (3D CAD) é então enviada para uma central de
15 processamento Procera® (Suécia – Karlskoga e Estocolmo; E.U.A. - Nova Jersey) por meio de uma ligação por modem. Nesta central, são efetuadas réplicas do modelo de gesso mais alargadas, de modo a compensar a contração da cerâmica quando da sua sinterização. Apesar da elevada dificuldade técnica deste último procedimento, uma adaptação marginal das coroas Procera com
20 espaçamento entre 54 µm e 64 µm, está dentro dos parâmetros clinicamente aceitáveis. As coifas podem então ser produzidas em alumina de alta pureza (0,4 mm de espessura nos casos que exijam uma estética apurada ou 0,6 mm nas restantes indicações) ou em zircônio (0,7 mm quando necessária uma maior resistência do material). Em 48 horas, a coifa está de volta ao laboratório para se
25 proceder à colocação da cerâmica.

A resistência dos materiais utilizados atinge valores altos, que no caso da alumina, são de 687 MPa e, da zircônia, de 1.200 Mpa². A preparação dentária exige também uma técnica apropriada, com a execução de linhas de

acabamento cervical em chanfro largo, altura cérvico-oclusal do coto de 3 mm e pânticos inferiores a 11 mm, quando em alumina.

O sistema Lava® possibilita a fabricação de coroas e pontes de cerâmica anteriores e posteriores. A linha de acabamento cervical das
5 preparações dentárias pode ser um chanfro ou um ombro com ângulo interno arredondado. Nesse sistema, as várias linhas de acabamento das preparações dentárias e a crista edêntula são digitalizadas por um laser óptico que transmite as imagens para um computador, no qual o programa de desenho assistido do sistema deter- mina automaticamente as linhas de acabamento e sugere os
10 pânticos. Devido à contração da cerâmica durante a sua sinterização, tal como descrito no sistema Procera®, as infra- estruturas são desenhadas com um aumento de 20% no seu volume.

Posteriormente, são utilizados blocos de zircônia pré-sinterizada na fresagem, observando-se que o sistema é capaz de produzir até 21 coifas ou
15 estruturas de pontes sem qualquer intervenção manual. Os blocos de zircônia utiliza- dos podem ser coloridos com sete tons de cor previamente à sinterização final, o que pode conferir altos níveis estéticos. Para completar a sinterização, o sistema LAVA® inclui um forno especial de alta temperatura.

É um sistema que inclui uma máquina de digitalização, um software
20 CAD, uma máquina de fresagem e um forno para sinterizar a cerâmica. A digitalização do modelo de gesso (anti-reflexo) é feita por uma leitura óptica através de uma câmara CCD (dimensão real 1:1 e precisão de 20 µm), sendo a imagem 3D criada através de 15 sequências de projeção. A restauração protética é então desenhada num software CAD, e posteriormente fresada segundo
25 movimentos de corte de cinco eixos, em blocos de vários tipos de materiais: zircônia parcialmente sinterizada - ZS-Blanks; zircônia totalmente sinterizada - ZH-Blanks), titânio (Grau 2 - T-Blanks) e cerâmica de vidro reforçada com leucite. O número de eixos da unidade de fresagem é um dos parâmetros que

mais influi na capacidade de detalhe geométrico das restaurações. Aparelhos com maior número de eixos permitem que as brocas possam assumir mais posições de acordo com o bloco e assim produzir maiores detalhes. Convém ressaltar que a forma de suportar o bloco nas unidades CAM vai, também ter

5 influência no número de eixos. Por exemplo, no sistema CEREC, os blocos são sempre seguros por um elemento de suporte de um dos lados do bloco, o que impede a ação da broca nessa zona. O sistema Everest® introduziu o conceito de suporte através de resina acrílica, permitindo, desse modo, a total liberdade de movimentação das brocas em torno da restauração.

10 Embora isso seja uma vantagem em termos de capacidade geométrica, torna o sistema mais lento, pois exige uma intervenção manual no meio do processo de fresagem para nova colocação de resina acrílica de suporte. A máquina de fresagem permite a confecção de estruturas com dimensão máxima de 45 mm. A fresagem das estruturas pode demorar de 2 a 4 horas para a coroa

15 no caso de zircônia dura e cerca de 20 minutos no caso da zircônia mole, com posterior sinterização de 8 horas.

A Odontologia atual exige padrões de qualidade muito superiores aos verificados no século passado, sob dois níveis fundamentais: funcionalidade e estética. A implementação da tecnologia CAD-CAM, com seus diversos

20 sistemas, ajudará a surtir esse efeito, não no sentido de uma “produção em série” (antes pelo contrário), mas sim num aperfeiçoamento na produção das restaurações, pela utilização do desenho e da confecção, assistidas por computador. O fato de serem tecnologias essencialmente informatizadas exige do clínico e do laboratório uma adaptação das dinâmicas de trabalho de forma a

25 rentabilizar o investimento efetuado. Esses sistemas permitirão ainda trabalhar com materiais muito resistentes, como a zircônia, pois os estudos apresentados ao longo deste trabalho fornecem boas indicações, científicas e clínicas, no sentido da zircônia poder substituir completamente o metal nas infraestruturas

protéticas. Contudo, deve haver alguma prudência no caso de próteses posteriores, uma vez que, embora haja estudos favoráveis, estes são muito recentes.

Alguns componentes protéticos (pilares), como os produzidos pelas empresas fabricantes, têm condição limitada para modificação e adaptação de acordo com cada caso clínico dos pacientes. Este processo não é viável industrialmente, a personalização do pilar é muito onerosa já que a sua produção respeita tolerâncias muito estreitas e precisão muito alta. O software CAD dispõe de ferramenta para a fabricação de pilares personalizados de cerâmica sobre um pilar específico. Os blocos apresentam um orifício para acoplagem ao componente protético do implantes. O componente protético em sua parte inferior apresenta uma conexão de acordo com a geometria de cada marca de implante específica.

Visando aperfeiçoar o procedimento clínico na fixação de restaurações de próteses odontológicas, o inventor após estudos desenvolveu o “APERFEIÇOAMENTO INTRODUIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA” compreendido por um corpo único formado por blocos pré-fabricados confeccionados por cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas, acrílicos de resistência reforçada, óxido de alumínio, zirconia, cerâmica de dissilicato de lítio, liga metálica de cobalto-cromo, resina, porcelana feldspática, cerâmica vítrea baseada em porcelana ou compósito baseado em resina ou porcelana, dotado de pino fixação que é inserido na base da máquina modeladora (não mostrada), caracterizado pelo dito blocos pré-fabricados ser dotado de furo passante disposto de forma transversal ao pino fixação, sendo o furo passante, formado a partir de furo travador dotado de canal de chaveta,

seguido imediatamente por um furo cônico que finda-se em uma parede de encosto que projeta um furo cilíndrico, para acoplamento de um componente protético (não mostrado) dispostos na secção inferior do elemento restaurador.

Para que se possa obter uma perfeita compreensão do que fora desenvolvido, são apensos desenhos ilustrativos aos quais fazem-se referências numéricas em conjunto com uma descrição pormenorizada que se segue, onde a:

A Figura 1 mostra uma vista em perspectiva do bloco .

A Figura 2 mostra uma vista lateral do bloco.

A Figura 3 mostra uma vista em corte do bloco aludindo a furação para acoplamento do componente protético.

A Figura 4 mostra uma vista lateral do bloco aludindo o pino fixação.

Como ilustram as figuras e em seus pormenores, o “APERFEIÇOAMENTO INTRODUCIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA” compreendido por um corpo único (1) formado por blocos pré-fabricados (2) confeccionados por cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas, acrílicos de resistência reforçada, óxido de alumínio, zirconia, cerâmica de dissilicato de lítio, liga metálica de cobalto-cromo, resina, porcelana feldspática, cerâmica vítrea baseada em porcelana ou compósito baseado em resina ou porcelana, dotado de pino fixação (3) que é inserido na base da máquina modeladora (não mostrada), caracterizado pelo dito blocos pré-fabricados (2) ser dotado de furo passante (4) disposto de forma transversal ao pino fixação (3), sendo o furo passante (4), formado a partir de furo travador (5) dotado de canal de chaveta (6), seguido imediatamente por um furo cônico (7) que finda-se em uma parede de encosto (8) que projeta um furo cilíndrico (9), para acoplamento de um componente protético (não mostrado) dispostos na secção inferior do

elemento restaurador.

Com base no descrito e ilustrado, podemos perceber que a “APERFEIÇOAMENTO INTRODUZIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA” traz enormes vantagens, pois o sistema de furação de blocos para máquinas CAD-CAM, tipo CERECTM, para acoplamento e posterior cimentação de componente protético. Consiste essencialmente na realização de orifícios para instalação do componente protético denominado. O orifício é projetado com perfeição para um encaixe perfeito entre o orifício e o componente. O Orifício é realizado na parte inferior para encaixe do componente protético e continua um furo de 2.6 mm, por onde passará um parafuso. Este sistema possibilita a obtenção de restaurações parafusadas sobre implantes, realizadas pelo sistema CAD-CAM.

Por atender a todos os requisitos que definem a patente de modelo de utilidade, pois combinou e modificou elementos conhecidos, dando-lhes aspecto geral inovador e passível de industrialização, sendo que modificações poderão ser feitas sem fugir ao espírito e escopo da presente patente, são as seguintes suas reivindicações.

REIVINDICAÇÃO

- 1- “APERFEIÇOAMENTO INTRODUZIDO EM BLOCO PARA PRODUÇÃO DE RESTAURAÇÕES EM PRÓTESE FIXA” ” compreendido por um corpo único (1) formado por blocos pré-fabricados (2) confeccionados
- 5 por cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia (Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas, acrílicos de resistência reforçada, óxido de alumínio, zirconia, cerâmica de dissilicato de lítio, liga metálica de cobalto-cromo, resina, porcelana
- 10 feldspática, cerâmica vítrea baseada em porcelana ou compósito baseado em resina ou porcelana, dotado de pino fixação (3) que é inserido na base da máquina modeladora (não mostrada), **caracterizado** pelo dito blocos pré-fabricados (2) ser dotado de furo passante (4) disposto de forma transversal ao pino fixação (3), sendo o furo passante (4), formado a partir de furo travador (5)
- 15 dotado de canal de chaveta (6), seguido imediatamente por um furo cônico (7) que finda-se em uma parede de encosto (8) que projeta um furo cilíndrico (9), para acoplamento de um componente protético (não mostrado) dispostos na secção inferior do elemento restaurador.

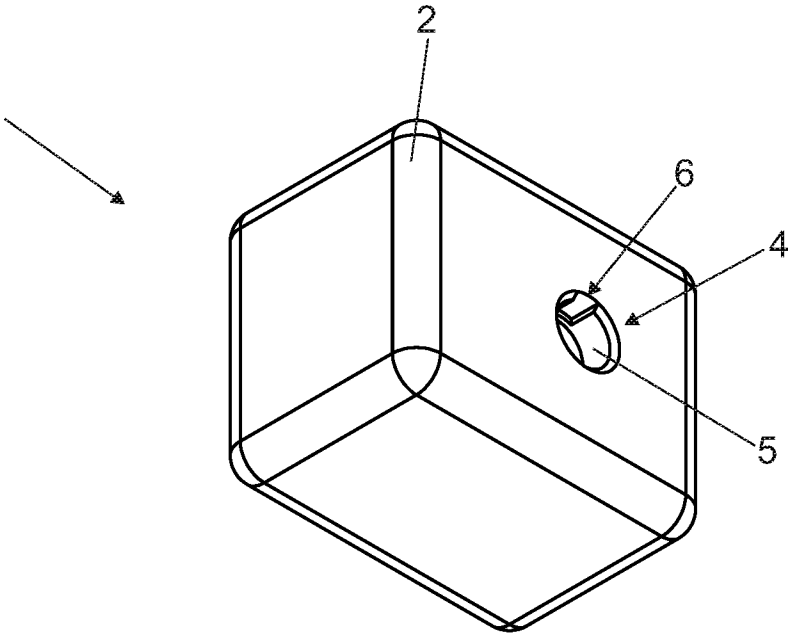
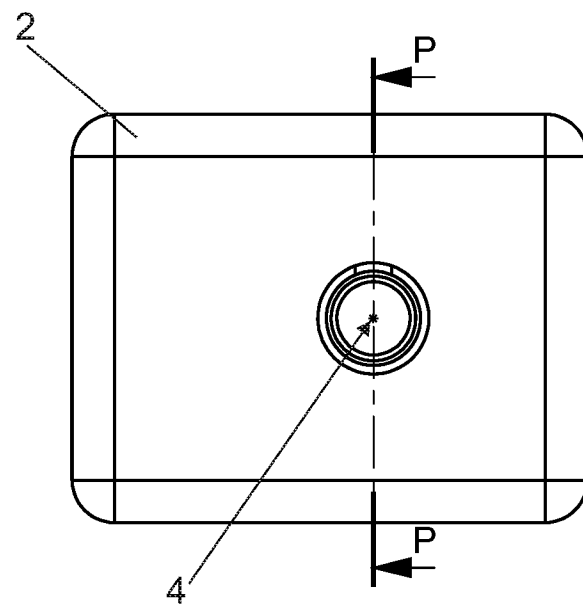


FIG. 1

**FIG. 2**

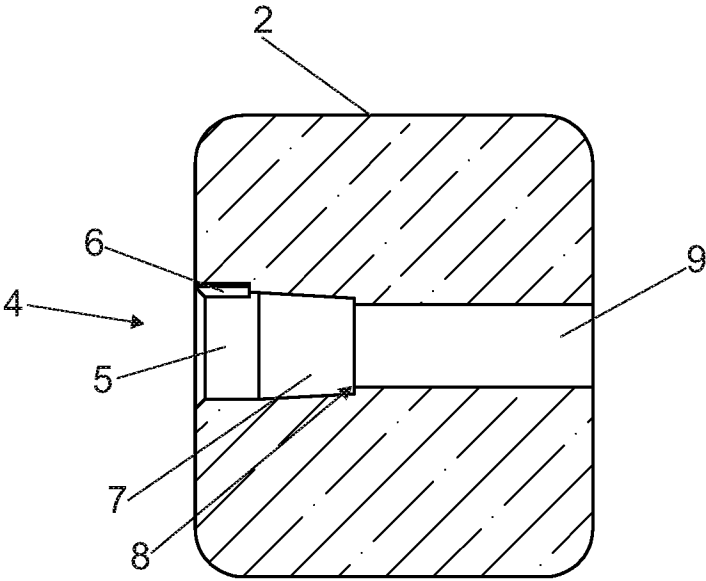


FIG. 3

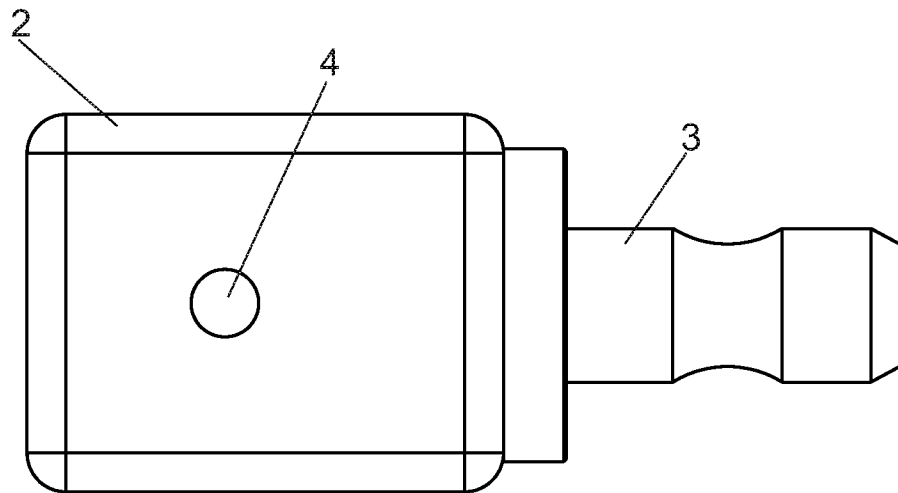


FIG. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/BR2015/050220

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61C13/00 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 2006.1 - A61C13

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

BASE DE PATENTES DO INPI/BR, GOOGLE PATENTS

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPODOC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Sirona Dental CAD/CAM System inCoris ZI meso. Manual do produto [online]. Sirona The Dental Company, 2012 [recuperado em 2016-01-04]. Recuperado da Internet: <URL: http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incoris-zi-meso.html> Ilustração da capa; p. 5, lines 2 to 4.	1
A	US 2007050072 A1 (SCHWOTZER AXEL [DE]) 01 March 2007 (2007-03-01)	-
A	US 4615678 A (MOERMANN WERNER H [CH]; BRANDESTINI MARCO [CH]) 07 October 1986 (1986-10-07)	-
A	US 6126445 A (ADT ADVANCED DENTAL TECHNOLOGI [US]) 03 October 2000 (2000-10-03)	-

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

04/01/2016

Date of mailing of the international search report

12/01/2016

Name and mailing address INSTITUTO NACIONAL DA
 PROPRIEDADE INDUSTRIAL
 Rua Sao Bento nº 1, 17º andar
 cep: 20090-010, Centro - Rio de Janeiro/RJ
 Facsimile No. +55 21 3037-3663

Authorized officer
Helga Santos da Silva
 +55 21 3037-3493/3742
 Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/BR2015/050220

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005008989 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; ROTHENBERGER BERND [DE]; PIEPER REINHARD [DE]) 13 January 2005 (2005-12-13)	-
A	US 2006106484 A1(SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH) 18 May 2006 (2006-05-18)	-
A	US 2006292527 A1(BASLER FRANZ [DE] ; FORNOFF PETER [DE]; SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH) 28 December 2006 (2006-12-28)	-
A	WO 2007025997 A1 (SCHWOTZER AXEL [DE]; SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 08 March 2007 (2007-03-08)	-
A	WO 2009016223 A2 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; NIEWIADOMSKI KLAUS [DE]) 05 February 2009 (2009-02-05)	-
A	US 2010297580 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; NIEWIADOMSKI KLAUS [DE]) 25 November 2010 (2010-11-25)	-
A	US 2011229857 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 22 September 2011(2011-09-22)	-

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/BR2015/050220

US 2007050072 A1	2007-03-01	DE 102005041693 A1 WO 2007025997 A1	2007-03-08 2007-03-08
-----	-----	-----	-----
US 4615678 A	1986-10-07	AT 39613 T CH 665551 A5 DE 3567150 D1 EP 0160797 A1 JP S60215354 A JP H0728878 B2	1989-01-15 1988-05-31 1989-02-09 1985-11-13 1985-10-28 1995-04-05
-----	-----	-----	-----
US 6126445 A	2000-10-03	AU 1923195 A US 5527182 A US 5873721 A US 6283753 B1 WO 9625120 A1	1996-09-04 1996-06-18 1999-02-23 2001-09-04 1996-08-22
-----	-----	-----	-----
US 2005008989 A1	2005-01-13	US 8186998 B2 DE 10322762 A1 JP 2004344657 A JP 4975955 B2	2012-05-29 2005-01-13 2004-12-09 2012-07-11
-----	-----	-----	-----
US 2006106484 A1	2006-05-18	US 7901209 B2 AT 384485 T AU 2003299271 A1 DE 10300301 A1 DE 50309099 D1 EP 1603481 A1 ES 2301882 T3 US 2011125305 A1 US 8167617 B2 US 2012203366 A1 US 8480396 B2 WO 2004060197 A1	2011-03-08 2008-02-15 2004-07-29 2004-07-29 2008-03-13 2005-12-14 2008-07-01 2011-05-26 2012-05-01 2012-08-09 2013-07-09 2004-07-22
-----	-----	-----	-----
US 2006292527 A1	2006-12-28	US 8057912 B2 CN 1784187 A DE 10330758 A1 DK 1601305 T3 ES 2550379 T3 JP 2009513174 A JP 4597982 B2 US 2012029682 A1 US 8893387 B2 WO 2005002463 A1	2011-11-15 2006-06-07 2005-02-10 2015-11-09 2015-11-06 2009-04-02 2010-12-15 2012-02-02 2014-11-25 2005-01-13
-----	-----	-----	-----
WO 2007025997 A1	2007-03-08	DE 102005041693 A1 US 2007050072 A1	2007-03-08 2007-03-01
-----	-----	-----	-----
WO 2009016223 A2	2009-02-05	WO 2009016223 A3 DE 102007036279 A1 DE 102008013829 A1 EP 2175799 A2 US 2010297580 A1	2009-05-22 2009-02-05 2009-10-15 2010-04-21 2010-11-25

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/BR2015/050220

		US 9155598 B2	2015-10-13
-----	-----	-----	-----
US 2010297580 A1	2010-11-25	US 9155598 B2	2015-10-13
		DE 102007036279 A1	2009-02-05
		DE 102008013829 A1	2009-10-15
		EP 2175799 A2	2010-04-21
		WO 2009016223 A2	2009-02-05
-----	-----	-----	-----
US 2011229857 A1	2011-09-22	CN 102791220 A	2012-11-21
		DE 102010002916 A1	2011-09-22
		DK 2547283 T3	2015-09-07
		EP 2929856 A1	2015-10-14
		JP 2013521912 A	2013-06-13
		JP 5651717 B2	2015-01-14
		WO 2011113864 A1	2011-09-22
-----	-----	-----	-----

A. CLASSIFICAÇÃO DO OBJETO

A61C13/00 (2006.01)

De acordo com a Classificação Internacional de Patentes (IPC) ou conforme a classificação nacional e IPC

B. DOMÍNIOS ABRANGIDOS PELA PESQUISA

Documentação mínima pesquisada (sistema de classificação seguido pelo símbolo da classificação)

IPC 2006.1 - A61C13

Documentação adicional pesquisada, além da mínima, na medida em que tais documentos estão incluídos nos domínios pesquisados

BASE DE PATENTES DO INPI/BR, GOOGLE PATENTS

Base de dados eletrônica consultada durante a pesquisa internacional (nome da base de dados e, se necessário, termos usados na pesquisa)

EPODOC

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoria*	Documentos citados, com indicação de partes relevantes, se apropriado	Relevante para as reivindicações Nº
X	Sirona Dental CAD/CAM System inCoris ZI meso. Manual do produto [online]. Sirona The Dental Company, 2012 [recuperado em 2016-01-04]. Recuperado da Internet: <URL: http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/cad-cam-materials/incoris-zi-meso.html > Ilustração da capa; p. 5, linhas 2 a 4.	1
A	US 2007050072 A1 (SCHWOTZER AXEL [DE]) 01 março 2007 (2007-03-01)	-
A	US 4615678 A (MOERMANN WERNER H [CH]; BRANDESTINI MARCO [CH]) 07 outubro 1986 (1986-10-07)	-
A	US 6126445 A (ADT ADVANCED DENTAL TECHNOLOGI [US]) 03 outubro 2000 (2000-10-03)	-

☒ Documentos adicionais estão listados na continuação do quadro C☒ Ver o anexo de famílias das patentes

* Categorias especiais dos documentos citados:

“A” documento que define o estado geral da técnica, mas não é considerado de particular relevância.

“E” pedido ou patente anterior, mas publicada após ou na data do depósito internacional

“L” documento que pode lançar dúvida na(s) reivindicação(ões) de prioridade ou na qual é citado para determinar a data de outra citação ou por outra razão especial

“O” documento referente a uma divulgação oral, uso, exibição ou por outros meios.

“P” documento publicado antes do depósito internacional, porém posterior a data de prioridade reivindicada.

“T” documento publicado depois da data de depósito internacional, ou de prioridade e que não conflita com o depósito, porém citado para entender o princípio ou teoria na qual se baseia a invenção.

“X” documento de particular relevância; a invenção reivindicada não pode ser considerada nova e não pode ser considerada envolver uma atividade inventiva quando o documento é considerado isoladamente.

“Y” documento de particular relevância; a invenção reivindicada não pode ser considerada envolver atividade inventiva quando o documento é combinado com um outro documento ou mais de um, tal combinação sendo óbvia para um técnico no assunto.

“&” documento membro da mesma família de patentes.

Data da conclusão da pesquisa internacional

04/01/2016

Data do envio do relatório de pesquisa internacional:

12/01/2016

Nome e endereço postal da ISA/BR



INSTITUTO NACIONAL DA
PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Rua São Bento nº 1, 17º andar
cep: 20090-010, Centro - Rio de Janeiro/RJ
+55 21 3037-3663

Nº de fax:

Funcionário autorizado

Helga Santos da Silva

Nº de telefone:

+55 21 3037-3493/3742

C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoria*	Documentos citados, com indicação de partes relevantes, se apropriado	Relevante para as reivindicações N°
A	US 2005008989 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; ROTHENBERGER BERND [DE]; PIEPER REINHARD [DE]) 13 janeiro 2005 (2005-01-13)	-
A	----- US 2006106484 A1(SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH) 18 maio 2006 (2006-05-18)	-
A	----- US 2006292527 A1(BASLER FRANZ [DE] ; FORNOFF PETER [DE]; SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH) 28 dezembro 2006 (2006-12-28)	-
A	----- WO 2007025997 A1 (SCHWOTZER AXEL [DE]; SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 08 março 2007 (2007-03-08)	-
A	----- WO 2009016223 A2 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; NIEWIADOMSKI KLAUS [DE]) 05 fevereiro 2009 (2009-02-05)	-
A	----- US 2010297580 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]; NIEWIADOMSKI KLAUS [DE]) 25 novembro 2010 (2010-11-25)	-
A	----- US 2011229857 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 22 setembro 2011 (2011-09-22)	-

RELATÓRIO DE PESQUISA INTERNACIONAL

Informação relativa a membros da família da patentes

Depósito internacional N°

PCT/BR2015/050220

Documentos de patente citados no relatório de pesquisa	Data de publicação	Membro(s) da família de patentes	Data de publicação
US 2007050072 A1	2007-03-01	DE 102005041693 A1 WO 2007025997 A1	2007-03-08 2007-03-08
-----	-----	-----	-----
US 4615678 A	1986-10-07	AT 39613 T CH 665551 A5 DE 3567150 D1 EP 0160797 A1 JP S60215354 A JP H0728878 B2	1989-01-15 1988-05-31 1989-02-09 1985-11-13 1985-10-28 1995-04-05
-----	-----	-----	-----
US 6126445 A	2000-10-03	AU 1923195 A US 5527182 A US 5873721 A US 6283753 B1 WO 9625120 A1	1996-09-04 1996-06-18 1999-02-23 2001-09-04 1996-08-22
-----	-----	-----	-----
US 2005008989 A1	2005-01-13	US 8186998 B2 DE 10322762 A1 JP 2004344657 A JP 4975955 B2	2012-05-29 2005-01-13 2004-12-09 2012-07-11
-----	-----	-----	-----
US 2006106484 A1	2006-05-18	US 7901209 B2 AT 384485 T AU 2003299271 A1 DE 10300301 A1 DE 50309099 D1 EP 1603481 A1 ES 2301882 T3 US 2011125305 A1 US 8167617 B2 US 2012203366 A1 US 8480396 B2 WO 2004060197 A1	2011-03-08 2008-02-15 2004-07-29 2004-07-29 2008-03-13 2005-12-14 2008-07-01 2011-05-26 2012-05-01 2012-08-09 2013-07-09 2004-07-22
-----	-----	-----	-----
US 2006292527 A1	2006-12-28	US 8057912 B2 CN 1784187 A DE 10330758 A1 DK 1601305 T3 ES 2550379 T3 JP 2009513174 A JP 4597982 B2 US 2012029682 A1 US 8893387 B2 WO 2005002463 A1	2011-11-15 2006-06-07 2005-02-10 2015-11-09 2015-11-06 2009-04-02 2010-12-15 2012-02-02 2014-11-25 2005-01-13
-----	-----	-----	-----
WO 2007025997 A1	2007-03-08	DE 102005041693 A1 US 2007050072 A1	2007-03-08 2007-03-01
-----	-----	-----	-----
WO 2009016223 A2	2009-02-05	WO 2009016223 A3 DE 102007036279 A1 DE 102008013829 A1 EP 2175799 A2 US 2010297580 A1	2009-05-22 2009-02-05 2009-10-15 2010-04-21 2010-11-25

RELATÓRIO DE PESQUISA INTERNACIONAL

Informação relativa a membros da família de patentes

Depósito internacional N°

PCT/BR2015/050220

Documentos de patente citados no relatório de pesquisa	Data de publicação	Membro(s) da família de patentes	Data de publicação
		US 9155598 B2	2015-10-13
-----	-----	-----	-----
US 2010297580 A1	2010-11-25	US 9155598 B2	2015-10-13
		DE 102007036279 A1	2009-02-05
		DE 102008013829 A1	2009-10-15
		EP 2175799 A2	2010-04-21
		WO 2009016223 A2	2009-02-05
-----	-----	-----	-----
US 2011229857 A1	2011-09-22	CN 102791220 A	2012-11-21
		DE 102010002916 A1	2011-09-22
		DK 2547283 T3	2015-09-07
		EP 2929856 A1	2015-10-14
		JP 2013521912 A	2013-06-13
		JP 5651717 B2	2015-01-14
		WO 2011113864 A1	2011-09-22
-----	-----	-----	-----