

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
25. April 2019 (25.04.2019)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2019/077045 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:  
A61F 2/30 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2018/078555

(22) Internationales Anmeldedatum:  
18. Oktober 2018 (18.10.2018)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2017 124 483.2  
19. Oktober 2017 (19.10.2017) DE

(71) Anmelder: FRIEDRICH-ALEXANDER-UNIVERSITÄT ERLANGEN-NÜRNBERG [DE/DE]; Schlossplatz 4, 91054 Erlangen (DE).

(72) Erfinder: GELSE, Kolja; Pfälzer Str. 8, 91052 Erlangen (DE). FEY, Tobias; Königsberger Str. 11, 91058 Erlangen (DE). KRÖNKE, Gerhard; Südliche Stadtmauerstr. 48,

91054 Erlangen (DE). KLEYER, Arnd; Bernhard-Pletten-Ring 24, 91052 Erlangen (DE). HUEBER, Axel; Werner-von-Siemens-Str. 5, 91052 Erlangen (DE). RENNERT, Nina; Nägelsbachstr. 17, 91052 Erlangen (DE). PACHOWSKY, Milena; Ludwig-Erhard-Str. 14, 91052 Erlangen (DE). BIGGEMANN, Jonas; Am Erlanger Weg 40, 91052 Erlangen (DE). SCHOLTYSEK, Carina; Dresdner Str. 6, 90579 Langenzenn (DE). GREIL, Peter; Am Hochstock 27, 91085 Weisendorf (DE). SCHETT, Georg; Böttigersteig 10, 91054 Erlangen (DE). PEZOLDT, Marc; Hauptstr. 16, 99326 Ilmtal (DE). STUMPF, Martin; Hartmannstr. 98, 91058 Erlangen (DE).

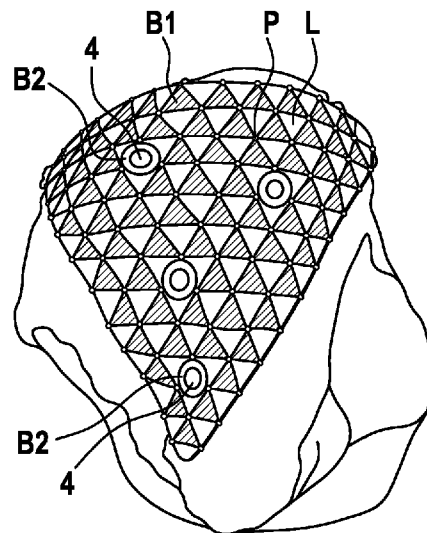
(74) Anwalt: DR. GASSNER & PARTNER MBB; Wetterkreuz 3, 91058 Erlangen (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): 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, DJ, DK, DM,

(54) Title: IMPLANT

(54) Bezeichnung: IMPLANTAT

Fig. 11



(57) Abstract: The invention relates to an implant for replacing bone or cartilage material, which is constituted by a plurality of elements (B, B1, B2, B3, B4) produced from a non-metallic, linearly elastic material, an element (B, B1, B2, B3, B4) being connected to adjacent elements (B, B1, B2, B3, B4) by a viscoelastic polymer material such that gaps (L) remain between the adjacent elements (B, B1, B2, B3, B4) and that the adjacent elements (B, B1, B2, B3, B4) can move relative to one another.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Implantat zum Ersatz von Knochen- oder Knorpelmaterial, gebildet aus einer Vielzahl von aus einem nichtmetallischen, linear elastischen Material hergestellten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4), wobei ein Baustein (B, B1, B2, B3, B4) mit benachbarten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4) mittels eines viskoelastischen Polymermaterials so verbunden ist, dass zwischen den benachbarten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4) Lücken (L) verbleiben und die benachbarten Bausteine (B, B1, B2, B3, B4) relativ zueinander beweglich sind.



WO 2019/077045 A1

DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,  
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN,  
KP, KR, KW, 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) Bestimmungsstaaten** (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart*): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (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).

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

## Implantat

Die Erfindung betrifft ein Implantat zum Ersatz von Knochen- oder Knorpelmaterial. Das Implantat ist insbesondere zur Wiederherstellung funktioneller Gelenkoberflächen geeignet. Die Erfindung betrifft außerdem einen Kit.

Die WO 2014/006519 A1 offenbart ein dreidimensionales poröses Implantat, welches aus einer Vielzahl übereinander gestapelter Gelege gebildet ist. Die Gelege sind fest derart miteinander verbunden, dass zwischen benachbarten Gelegen Lücken oder Kanäle verbleiben. Das bekannte Implantat eignet sich insbesondere nicht zur Wiederherstellung von funktionellen Gelenkoberflächen.

Zur Wiederherstellung funktioneller Gelenkoberflächen sind nach dem Stand der Technik monolithische Implantate bekannt. Es wird dazu beispielhaft auf die folgenden Dokumente verwiesen: DE 103 03 660 B4, EP 0 144 209 B1, EP 0 197 441 B1, DE 100 22 260 C2, DE 101 57 315 C1, EP 1 646 334 B1, EP 1 442 726 B1, EP 2 104 471 B1, EP 2 296 583 B1.

Die nachveröffentlichte DE 10 2016 211 201 A1 offenbart ein flexibles Knochenimplantat, bei dem Strukturelemente einer ersten Gruppe mit Strukturelementen einer zweiten Gruppe lückenlos miteinander verbunden sind. Die Strukturelemente weisen eine unterschiedliche Härte auf.

Die EP 0 654 250 A offenbart ein Gitter-Implantat zur Überbrückung von Knochendefekten oder zur Fixierung von Knochenfragmenten.

Zur Wiederherstellung einer funktionellen Gelenkoberfläche mittels eines monolithischen Implantats ist es erforderlich, gesundes Gewebe, insbesondere die biomechanisch wichtige subchondrale Knochenplatte zu entfernen. Das ist aufwändig und für den Patienten belastend. Abgesehen davon können sich monolithische Implantate lockern.

Im Hinblick auf die Wiederherstellung funktioneller Gelenkoberflächen konzentriert sich die Forschung derzeit auf die Reparatur von Knorpelgewebe, beispielsweise durch autologe Chondrozytentransplantation, Mikrofrakturierung oder Matrix-induzierte Chondrogenese. Damit ist es möglich, Knorpelmaterial ausreichender Qualität herzustellen. Allerdings ist damit lediglich die Behandlung kleiner chondraler Läsionen mit noch intakten benachbarten Wirtsknorpel möglich. Eine Behandlung von großflächigen ostroarthritischen Läsionen ist damit nicht möglich.

5 Aufgabe der Erfindung ist es, die Nachteile nach dem Stand der Technik zu beseitigen. Es soll insbesondere ein Implantat angegeben werden, welches sich einfach applizieren lässt. Nach einem weiteren Ziel der Erfindung soll das Implantat sich zur Wiederherstellung funktioneller Gelenkoberflächen und Knochenmaterial eignen.

15

Diese Aufgabe wird durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Zweckmäßige Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Merkmalen der abhängigen Patentansprüche. Gegenstand der Erfindung ist ferner ein Kit.

20 Nach Maßgabe der Erfindung wird ein Implantat zum Ersatz von Knochen- oder Knorpelmaterial vorgeschlagen, gebildet aus einer Vielzahl von aus einem nichtmetallischen, linear elastischen Material hergestellten Bausteinen, wobei ein Baustein mit benachbarten Bausteinen mittels eines viskoelastischen Polymermaterials so verbunden ist, dass zwischen den benachbarten Bausteinen Lücken verbleiben und die benachbarten Bausteine relativ zueinander beweglich sind.

25

Im Sinne der vorliegenden Erfindung wird unter dem Begriff „Lücke“ ein Raum zwischen mehreren benachbarten und miteinander mittels des Polymermaterials verbundenen Bausteinen verstanden, der zumindest teilweise durch Flächen der Bausteine begrenzt ist. Die Flächen können zumindest abschnittsweise mit einem Material beschichtet sein, welches verschieden sein kann vom Polymermaterial und vom Material, aus dem die Bausteine hergestellt sind. Im Raum kann ein

30

Füllmaterial aufgenommen sein, welches verschieden ist vom Polymermaterial und vom Material, aus dem die Bausteine hergestellt sind.

Das vorgeschlagene Implantat ist in Abkehr vom Stand der Technik insgesamt ein  
5 hochflexibles Gebilde. Das Implantat passt sich wegen der viskoelastischen Eigenschaften der Verbindung der Bausteine an die Form einer Unterlage oder eines Hohlrums an. Es ist nicht oder nur in einem geringen Maß erforderlich, die Unterlage, beispielsweise eine subchondrale Knochenplatte, an die Form des Implantats anzupassen. Die aus dem viskoelastischen Material hergestellte Verbindung lässt sich leicht, beispielsweise mittels eines Messers, trennen. Infolgedessen ist es schnell und einfach möglich, das Implantat in seiner Form an die Form der Unterlage anzupassen. Das Implantat kann individuell an die Gegebenheiten des jeweiligen Patienten angepasst werden.

15 Zumindest ein Teil der aus dem nichtmetallischen, linear elastischen Material hergestellten Bausteine stellt eine hoch belastbare und zugleich reibungsarme Oberfläche bereit. Die zwischen den Bausteinen gebildeten Lücken ermöglichen nach der Applikation des Implantats eine Aufnahme von Zellmaterial, beispielsweise chondrogenen oder osteogenen Zellen, oder von bioaktivem Material. Das ermöglicht eine zelluläre Besiedelung des Implantats und damit eine lange Zeit haltbare  
20 Wiederherstellung beispielsweise einer Gelenkoberfläche.

Die Verbindung der Bausteine aus dem viskoelastischen Polymermaterial ermöglicht einen weitgehend formschlüssigen Kontakt der Bausteine mit einer Unterlage  
25 oder einem Hohlraum. Die Form des Implantats passt sich an die Form der Unterlage oder des Hohlrums an. Infolgedessen kann bei Verwendung des erfindungsgemäßen Implantats wertvolles, gesundes Zellmaterial, insbesondere Knochengewebe, weitgehend erhalten werden.

30 Das vorgeschlagene Implantat ist aus einer Vielzahl von Bausteinen gebildet. Die Bausteine können mehrere aus unterschiedlichen Materialien hergestellte Bau-

steine umfassen. Damit ist es möglich, das Implantat beispielsweise in unterschiedliche funktionelle Zonen zu gliedern. Es können beispielsweise Bausteine aus einem nichtresorbierbaren keramischen Material mit Bausteinen aus einem resorbierbaren, bioaktiven keramischen Material kombiniert werden.

5

Nach einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung weist das linear elastische Material einen E-Modul von zumindest 10 GPa auf. Das linear elastische Material ist im Wesentlichen spröde. Es zeichnet sich üblicherweise durch eine hohe Härte aus.

Das linear elastische Material kann auch eine offene Porosität aufweisen. Ein kommunizierender Porenraum hat dabei üblicherweise ein Porenvolumen im Bereich von 10 bis 80 Vol.%, vorzugsweise 20 bis 70 Vol.%, besonders bevorzugt 30 bis 60 Vol.%.  
10

Unter einem Polymermaterial mit „viskoelastischen Eigenschaften“ wird ein Polymermaterial verstanden, welches bei Raumtemperatur eine Bruchdehnung von zumindest 0,5%, vorzugsweise zumindest 2%, besonders bevorzugt zumindest 5%, aufweist.  
15

Als linear elastische Materialien können verwendet werden Metalle, nichtmetallische anorganische Werkstoffe sowie Komposite, welche Polymermaterialien enthalten können.  
20

Vorteilhafterweise ist das linear elastische Material aus der folgenden Gruppe ausgewählt: Keramik, Glaskeramik, Glas, oder ein zumindest eines der vorgenannten Materialien enthaltender Komposit-Werkstoff. Bei dem Komposit-Werkstoff ist die Matrix vorteilhafterweise aus einem Polymermaterial gebildet.  
25

Das linear elastische Material ist insbesondere aus der folgenden Gruppe ausgewählt: Aluminiumoxid, Hydroxylapatit, Beta-Tricalciumphosphat (TCP), BaTiO<sub>3</sub>-Epoxidharz-Komposit, Bioglas, Bioglas-Epoxidharz-Komposite, bleifreie Epoxidharz-Komposite, bleifreie Keramiken, z. B. Lithium-, Natrium-, Kalium-Niobat, Ke-  
30

ramik/präkeramische Polymere-Komposite, beispielsweise Polysiloxane, Polysilazane, Polyphosphazene, vernetzte präkeramische Polymere, gesinterte präkeramische Polymere. Die präkeramischen Polymere können mit einem Füllstoff gefüllt sein, wobei ein Anteil des Füllstoffs zumindest 5 Vol.%, vorzugsweise zumindest 5 20 Vol.%, besonders bevorzugt zumindest 30 Vol.% beträgt.

Nach einer weiteren Ausgestaltung ist zumindest ein Teil der Bausteine aus mehreren Schichten gebildet, welche aus einem unterschiedlichen Material hergestellt sind. Damit ist es möglich, eine dem Knochen zugewandte Fläche der Bausteine 10 beispielsweise eine Funktion zu verleihen, welche eine Anbindung an den Knochen unterstützt. Eine dem Knochen abgewandte Seite der Bausteine kann z. B. aus einer Schicht mit tribologisch vorteilhaften Eigenschaften gebildet sein. Aus mehreren Schichten hergestellte Bausteine können beispielsweise mittels Folientechnik, Niederdruckspritzguss, 3D-Druck, Kalt-/Warm-Kompaktiertechniken und 15 dgl. hergestellt werden.

Nach einer weiteren Ausgestaltung umfasst zumindest ein Teil der Bausteine eine Ober- und Unterseite sowie die Ober- mit der Unterseite verbindende Seitenflächen. Die Bausteine können in Draufsicht auf die Oberseite einen polygonalen 20 Umriss mit zumindest  $m$  Ecken aufweisen, wobei  $m$  eine natürliche Zahl  $\geq 3$  ist. Die Bausteine können insbesondere nach Art eines Prismas oder Pyramidenstumpfs ausgebildet sein. Zweckmäßigerweise weisen die Bausteine eine  $n$ -zählige Symmetrieachse auf, wobei für  $n$  gilt:

$$25 \quad n = m / a,$$

wobei  $a$  eine natürliche Zahl ist. D. h. bei den Bausteinen kann es sich beispielsweise um ein Prisma mit einer drei- oder mehrzähligen Symmetrieachse handeln. Auch andere geometrische Formen sind möglich, beispielsweise kann ein Bau- 30 stein nach Art eines Kreuzes mit acht Ecken ausgebildet sein. In diesem Fall kann das Kreuz eine vier-zählige Symmetrieachse aufweisen.

Des Weiteren kann zumindest ein Teil der Bausteine eine ring- oder rohrartige Geometrie aufweisen. Derartige Geometrien eignen sich insbesondere zur Durchführung von Befestigungsmitteln, beispielsweise Nägeln oder Schrauben.

- 5 Vorteilhafterweise weist ein Übergang zwischen der Oberseite und den Seitenflächen eine Rundung auf. Eine solche Rundung verleiht der aus der Vielzahl von Bausteinen gebildeten Gesamt-Oberseite tribologisch verbesserte Eigenschaften. Eine Reibung an Kanten im Übergang zwischen der Oberseite und den Seitenflächen wird vermieden.

10

Nach einer weiteren Ausgestaltung ist die Ober- und/oder Unterseite mit einem vorgegebenen Radius gekrümmt. Ein solcher Radius kann vor der Herstellung des Implantats durch eine röntgenographische 3D-Modellierung des Knochens ermittelt werden. Damit kann ein verbesserter, formschlüssiger Kontakt zwischen dem  
15 Implantat und der Unterlage erreicht werden. D. h. der vorgegebene Radius ist an die Geometrie des Gelenks angepasst.

Zweckmäßigerweise weist die Oberseite eine erste Rauheit und die Unterseite eine zweite Rauheit auf, wobei die erste Rauheit kleiner als die zweite Rauheit ist.

20

Unter "Rauheit" wird im Sinne der vorliegenden Erfindung die "mittlere Rauheit", dargestellt durch das Symbol  $R_a$ , verstanden. Sie gibt den mittleren Abstand eines Messpunkts auf der Oberfläche zur Mittellinie an. Die Mittellinie schneidet innerhalb einer Bezugsstrecke das wirkliche Profil so, dass die Summe der Profilabweichungen bezogen auf die Mittellinie minimal wird. Die mittlere Rauheit  $R_a$  entspricht also dem arithmetischen Mittel der betragsmäßigen Abweichung von der  
25 Mittellinie. In zwei Dimensionen berechnet sie sich aus:

$$R_a = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |z(x_m, y_n) - \langle z \rangle|$$

30

wobei der Mittelwert durch

$$\langle z \rangle = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N z(x_m, y_n)$$

gegeben ist.

- 5 Bei Bausteinen mit einer ring- oder rohrartigen Geometrie können an einem Außenumfang mehrere Vorsprünge zum Anbinden des Polymermaterials angeformt sein. Die Vorsprünge können sich in Axialrichtung am Außenumfang erstrecken und beispielsweise eine Satteldach-artige Form aufweisen. Sie können gleichmäßig um den Außenumfang verteilt sein. Vorteilhafterweise sind zumindest drei der-
- 10 artige Vorsprünge am Außenumfang vorgesehen.

Das Polymermaterial hat in Abgrenzung zum linear elastischen Material einen E-Modul von weniger als 10 GPa. Das Polymermaterial kann insbesondere aus der folgenden Gruppe ausgewählt sein: Epoxidharz, präkeramische Polymere, Silikon-

15 gummi, Kollagen, Polylactid (PDLA, PLLA), Polycaprolacton, Polymethylmethacrylate, Polylactid-co-Glycolid (PLGA), Polyhydroxyalkanoate (PHBHHX), Fibrin, Butyrate, Hyaluronsäure, Seide, Chitosan, Alginat. Bei dem Polymermaterial kann es sich insbesondere um ein biokompatibles Polymer handeln, welches resorbierbar oder nicht resorbierbar ist.

20

Nach einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung umfassen die Bausteine mehrere Teilmengen, wobei Bausteine einer Teilmenge sich von Bausteinen einer anderen Teilmenge in ihrer Geometrie unterscheiden. Beispielsweise können Bausteine mit einer prismatischen Geometrie mit Bausteinen mit einer ring- oder rohrförmigen

25 Geometrie kombiniert werden.

Nach einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung kann das viskoelastische Polymermaterial eine Polymerschicht bilden, welche die Bausteine überlagert und an die Oberseite der Bausteine angebunden ist. Die Polymerschicht weist zweckmäßigerweise eine Dicke im Bereich von 50 bis 1500  $\mu\text{m}$  auf. Die Polymerschicht

30 kann Durchbrüche aufweisen. Sie kann netz- oder gitterartig ausgebildet sein.

Die vorgeschlagene Polymerschicht erfüllt vorteilhafterweise zwei Funktionen. Sie dient einerseits zur flexiblen Verbindung der Bausteine. Andererseits stellt die Polymerschicht eine glatte Oberfläche bereit, welche im applizierten Zustand des Implantats im Kontakt mit der anderen Gelenkhälfte ist. Damit kann ein unerwünschter unmittelbarer Kontakt der anderen Gelenkhälfte mit Ecken oder Kanten der Bausteine vermieden werden. Eine Schädigung der anderen Gelenkhälfte kann vermieden werden. - Die Polymerschicht bildet insbesondere eine Reibfläche mit knorpelähnlichen Eigenschaften. Damit kann die Oberflächenrauigkeit der Bausteine vermindert und/oder Höhenunterschiede zwischen den Bausteinen ausgeglichen werden. Ein Kontakt zwischen den Gelenkhälften kann auch durch das Einlegen einer Gleitschicht, z. B. einer Proteinlage, vermieden werden.

Nach einer weiteren Ausgestaltung ist ein Baustein mit benachbarten Bausteinen über zumindest drei aus dem viskoelastischen Polymermaterial hergestellte Brücken verbunden. Die Brücken sind Verbindungen, welche zweckmäßigerweise an den Seitenflächen, insbesondere an Vorsprüngen oder Kanten der Seitenflächen, angebunden sind.

Nach einer weiteren, besonders vorteilhaften Ausgestaltung ist die Oberseite der Bausteine mit dem Polymermaterial oder einem weiteren Polymermaterial beschichtet. Die aus dem Polymermaterial oder dem weiteren Polymermaterial gebildete Beschichtung kann zumindest abschnittsweise mit der Polymerschicht verbunden sein.

Das Implantat eignet sich insbesondere zur Wiederherstellung einer funktionellen Gelenkoberfläche. Nach einer weiteren besonders vorteilhaften Ausgestaltung ist eine einzige Lage von in einer Ebene angeordneten Bausteinen mittels des Polymermaterials zu einer flexiblen Schicht verbunden.

Nach einer weiteren Ausgestaltung sind mehrere aufeinander gestapelte Lagen von Bausteinen zu einer flexiblen Schicht oder einem flexiblen Block verbunden. In

der Ausgestaltung einer flexiblen Schicht eignet sich das Implantat wiederum zur Herstellung von funktionellen Gelenkflächen. In der Ausgestaltung eines flexiblen Blocks eignet sich das Implantat zum Füllen von Hohlräumen in Knochen oder allgemein zum Modellieren von Knochenmaterial. Bei übereinander gestapelten La-

5    gen von Bausteinen können die Bausteine beispielsweise aus Pyramiden mit einer drei- oder mehreckigen Grundfläche gebildet sein. Insbesondere nach Art eines Tetraeders ausgebildete Pyramiden eignen sich zur Herstellung flexibler dreidimensionaler Implantate. Dabei ist jeder pyramidale Baustein über seine Ecken mit benachbarten pyramidalen Bausteinen über Brücken aus dem viskoelastischen

10   Polymermaterial verbunden.

Die Erfindung betrifft ferner einen Kit, umfassend ein erfindungsgemäßes Implantat und Befestigungsmittel zum Befestigen des Implantats. Bei den Befestigungsmitteln kann es sich beispielsweise um Nägel, Schrauben und dgl. handeln. Die

15   Befestigungsmittel können aus dem zur Herstellung der Bausteine verwendeten Material, aus Metall oder einer geeigneten Keramik hergestellt sein. Die Befestigungsmittel werden vorzugsweise durch in den Bausteinen vorgesehene Durchbrüche hindurchgeführt. Insbesondere eignen sich zum Durchführen der Befestigungsmittel ring- oder rohrartige Bausteine.

20

Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1a       Eine perspektivische Ansicht eines ersten Bausteins,
- 25    Fig. 1b       eine Draufsicht auf den Baustein gemäß Fig. 1a,
- Fig. 2a       eine perspektivische Ansicht eines zweiten Bausteins
- 30    Fig. 2b       eine Draufsicht auf den Baustein gemäß Fig. 2a,
- Fig. 3a       eine perspektivische Ansicht eines dritten Bausteins,

- Fig. 3b eine Draufsicht auf den Baustein gemäß Fig. 3a,
- Fig. 4a eine perspektivische Ansicht eines vierten Bausteins,  
5
- Fig. 4b eine Draufsicht auf den Baustein gemäß Fig. 4a,
- Fig. 5 eine Draufsicht auf eine Variante des zweiten Bausteins,
- 10 Fig. 6 eine perspektivische Ansicht einer Variante des ersten Bausteins,
- Fig. 6a eine schematische Ansicht zweier Bausteine mit einer dazwischen befindlichen Lücke,
- 15 Fig. 7 eine perspektivische Ansicht eines ersten Implantats,
- Fig. 8 eine perspektivische Ansicht eines zweiten Implantats,
- Fig. 9 eine perspektivische Ansicht eines dritten Implantats,  
20
- Fig. 10 eine perspektivische Ansicht eines vierten Implantats,
- Fig. 11 eine perspektivische Ansicht des vierten Implantats in auf einem Knochen applizierter Form,  
25
- Fig. 12 eine schematische Ansicht eines fünften Implantats,
- Fig. 13 eine schematische Ansicht von Bausteinen mit daran angebundener Polymerschicht,  
30
- Fig. 13a eine schematische Ansicht weiterer Bausteine mit einer Beschichtung,

- Fig. 14 eine schematische Ansicht weiterer Bausteine mit daran angebundener Zwischen- und Polymerschicht,
- 5 Fig. 15a eine schematische Ansicht eines sechsten Implantats,
- Fig. 15b eine schematische Ansicht eines siebten Implantats,
- Fig. 15c eine schematische Ansicht eines achten Implantats,
- 10 Fig. 16 eine schematische Draufsicht auf ein neuntes Implantat,
- Fig. 17 eine schematische Draufsicht auf ein zehntes Implantat und
- 15 Fig. 18 eine perspektivische Ansicht eines siebten Bausteins.

Die Fig. 1 bis 6 und 18 zeigen Beispiele von Bausteinen B, aus denen erfindungsgemäße Implantate hergestellt werden können. Ein maximaler Durchmesser der Bausteine B kann 0,3 bis 10,0 mm, vorzugsweise 0,5 bis 7,0 mm, besonders bevorzugt 2,0 bis 6,0 mm, betragen. Zur Herstellung einer ersten Variante eines Implantats, welches beispielhaft in den Fig. 7 bis 12 wiedergegeben ist, werden die Bausteine B mittels flexibler Brücken P zu einem flexiblen Gebilde verbunden. Bei der in den Fig. 14 bis 17 gezeigten zweiten Variante sind die Bausteine B mittels einer Polymerschicht, welche als Polymergitter ausgebildet sein kann, zu einem flexiblen Gebilde verbunden.

20

25

Die nachfolgenden Tabellen geben beispielhaft geeignete Materialien zur Herstellung der Bausteine B sowie geeignete Polymermaterialien wieder:

Tabelle 1: Material für Bausteine

Material	E-Modul [GPa]	KIC [MPa / m <sup>1/2</sup> ]	Verhalten
Aluminiumoxid Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	385	3,6-4,4	Linear-elastisch
Hydroxylapatit	80-120	0,6-1,0	Linear-elastisch
Beta-TCP	21	2,3	Linear-elastisch
Bioglas	35	2	Linear-elastisch
Poröses Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (30-70% Porosität)	60-200		Linear-elastisch
BaTiO <sub>3</sub> - Epoxydharz Kom- posite (5-45 Vol % BaTiO <sub>3</sub> )	12-30		Linear-elastisch
LNKN - Epoxydharz Kompo- site (5-45 Vol % LNKN)	12-30		Linear-elastisch
Kortikaler Knochen	7-30	2-12	

Tabelle 2: Polymermaterialien

Material	E-Modul [GPa]	KIC [MPa / m <sup>1/2</sup> ]	Bruchdehnung [%]	Verhalten
Epoxydharz	4-8		0.5-6, Epicure 9.4	Visco-elastisch
Silikongummi	0,045	0,03	2-100	Visco-elastisch
Kollagen	0,3-2,5	1-10	10-30	Visco-elastisch
Poly lactide	2,3-3,5		2-6, 5,3	Visco-elastisch
Polycaprolactone			1-200, teilweise 660	Visco-elastisch
Polymethylme- thaacrylate	1,8-3,3		1-100, Vitralit 4731 (328)	Visco-elastisch
Poly(lactic-co-gly- colic acid) (PLGA)			2-8	Visco-elastisch
Polyhydroxyalka- noate (Hexanoate) (PHBHHx)			8-15	Visco-elastisch
Fibrin				
Butyrate				
Hyaluronsäure	0,1-0,4			
Seide	0,01-0,4			
Chitosan	0,8-1,2			
Alginat	14 kPa			

Die Fig. 1a und 1b zeigen einen ersten Baustein B1, welcher nach Art eines trigonalen Prismas ausgestaltet ist. Eine Oberseite des ersten Bausteins B1 ist mit dem Bezugszeichen O eine Unterseite mit dem Bezugszeichen U und die Ober- O  
5 mit der Unterseite U verbindenden Seitenflächen mit dem Bezugszeichen Ss bezeichnet. Die Grundfläche des ersten Baustein B1 ist aus einem gleichseitigen Dreieck gebildet. Der erste Baustein B1 weist eine drei-zählige erste Symmetrieachse S1 auf.

10 Fig. 2a und 2b zeigen einen zweiten Baustein B2. Der zweite Baustein B2 ist nach Art eines Rohrabschnitts ausgebildet. Ein Außenumfang ist mit dem Bezugszeichen A bezeichnet.

Die Fig. 3a und 3b zeigen einen dritten Baustein B3, welcher nach Art eines Tetraeders ausgebildet ist. Der Tetraeder weist als Grundfläche ein gleichseitiges Dreieck in einer drei-zähligen ersten Symmetrieachse S1 auf.  
15

Die Fig. 4a und 4b zeigen einen vierten Baustein B4. Der vierte Baustein B4 ist nach Art eines Kreuzes ausgebildet. Er weist in der Draufsicht acht Ecken und  
20 eine vier-zählige zweite Symmetrieachse S2 auf.

Fig. 5 zeigt als fünften Baustein B5 eine Variante des zweiten Bausteins B2. Dabei sind an einem Außenumfang A Vorsprünge 1 angeformt. Die Vorsprünge 1 sind gleichmäßig über den Außenumfang A verteilt.  
25

Fig. 6 zeigt als sechsten Baustein B6 eine Variante des ersten Bausteins B1. Der sechste Baustein B6 ist aus einer ersten Schicht 2 und einer darüberliegenden zweiten Schicht 3 gebildet. Die erste Schicht 2, welche die Unterseite U umfasst, ist beispielsweise aus einem Material hergestellt, welches eine Anbindung an eine  
30 Unterlage, beispielsweise ein Knochen- oder Knorpelgewebe, unterstützt. Die zweite Schicht 3 ist auf einem davon verschiedenen Material hergestellt. Es kann sich dabei beispielsweise um ein tribologisch belastbares Material, beispielsweise

Aluminiumoxid, ein bioaktives Material oder dgl. handeln. Die zweite Schicht 3 kann auch aus einer Abfolge mehrerer zweiter Schichten gebildet sein. Die Schichten können aus dem linear-elastischen Material und/oder dem viskoelastischen Material oder einer Kombination beider Materialien gebildet sein. - Die

5 Oberseite O kann mit einer Beschichtung Z versehen sein, welche aus dem Polymermaterial und/oder einem weiteren Polymermaterial hergestellt ist, welches vom jeweils verwendeten Polymermaterial verschieden ist (hier nicht gezeigt).

Fig. 6a zeigt eine schematische Schnittansicht durch zwei Bausteine B mit einer

10 dazwischen befindlichen Lücke L. Die Lücke L ist durch die Seitenflächen Ss der Bausteine B begrenzt. Bei der in Fig. 6a gezeigten Ausgestaltung sind die Kanten, welche die Oberseite O der Bausteine B begrenzen abgerundet. Auf der Oberseite O sowie einem Abschnitt der Seitenflächen Ss ist die Beschichtung Z vorgesehen. Bei der hier gezeigten Ausgestaltung sind die Lücken L also abschnittsweise auch

15 durch die Beschichtung Z begrenzt. Es kann auch sein, dass die Seitenflächen Ss vollständig mit der Beschichtung Z versehen sind. In diesem Fall werden die Lücken L durch die mit der Beschichtung Z versehenen Seitenflächen Ss begrenzt. In der Lücke L kann ein Füllmaterial (hier nicht gezeigt) aufgenommen sein. Bei dem Füllmaterial kann es sich um Zellen, ein Zell-Matrix-Konstrukt, bioaktives Ma-

20 terial, z. B. verkapselte Zellen, Wachstums- und/oder Differenzierungsfaktoren oder dgl. handeln.

Die Fig. 7 bis 10 zeigen beispielsweise Implantate zur Wiederherstellung funktio-

25 neller Gelenkflächen. Die gezeigten Implantate sind jeweils aus in einer einzigen Ebene angeordneten Bausteinen B gebildet, welche mittels mehrerer Brücken P flexibel miteinander verbunden sind. Mit dem Bezugszeichen L sind Lücken zwischen den Bausteinen B bezeichnet. Die Lücken L dienen im applizierten Zustand der Aufnahme von Zellmaterial oder bioaktivem Material.

30 Bei dem in Fig. 7 gezeigten ersten Implantat entsprechen die Bausteine B dem in Fig. 2a und 2b gezeigten zweiten Baustein B2. Jeder Baustein B ist über drei Brücken P mit benachbarten Bausteinen B verbunden.

Bei dem in Fig. 8 gezeigten zweiten Implantat sind die Bausteine B zylindrisch ausgebildet. Auch hier ist jeder Baustein B über drei Brücken P mit benachbarten Bausteinen B verbunden.

5

Bei dem in Fig. 9 gezeigten dritten Implantat sind die Bausteine B entsprechend dem in den Fig. 1a und 1b gezeigten ersten Baustein B1 ausgebildet. Auch hier sind die benachbarten Bausteine B jeweils über drei Brücken P miteinander verbunden. Die Verbindungen bzw. Brücken P sind jeweils an den etwa senkrecht zur  
10 Oberseite O verlaufenden Kanten der Bausteine B angebunden.

Bei dem in Fig. 10 gezeigten vierten Implantat sind Bausteine B unterschiedlicher Geometrien miteinander kombiniert. Das vierte Implantat umfasst erste B1 und zweite Bausteine B2. Die ersten B1 und die zweiten Bausteine B2 sind jeweils  
15 wiederum mittels dreier Brücken P miteinander flexibel verbunden. Die zweiten Bausteine B2 dienen der Durchführung von Befestigungsmitteln, beispielsweise Schrauben oder Nägeln 4.

Bei den in den Fig. 7 bis 10 gezeigten Ausführungsbeispielen weisen die Brücken  
20 P eine geometrisch definierte, nämlich eine zylindrische, Form auf. - Die Verbindungen bzw. Brücken P können aber auch in ihrer Form geometrisch voneinander verschieden sein.

Fig. 11 zeigt das vierte Implantat gemäß Fig. 10 in auf einen Knochen applizierter  
25 Form. Dabei durchgreifen Befestigungsmittel, z. B. Nägel 4, die zweiten Bausteine B2 und verankern das vierte Implantat im Knochen. Es kann auch sein, dass ein zu Befestigungszwecken vorgesehener Stift einstückig mit einem Baustein verbunden ist und sich z. B. von dessen Unterseite erstreckt.

30 Fig. 12 zeigt schematisch ein fünftes Implantat, welches aus übereinander gelagerten Schichten gebildet ist. Jede Schicht ist aus flexibel mittels Brücken P miteinander verbundener dritter Bausteine B3 gebildet. Die Schichten sind wiederum

mittels Brücken P miteinander verbunden. Statt der aus Tetraedern gebildeten dritten Bausteine können in ähnlicher Weise auch bipyramidal geformte Bausteine, beispielsweise trigonal oder tetragonal bipyramidale Bausteine, verwendet werden.

5

Fig. 13 zeigt schematisch Bausteine B, an deren Oberseite O jeweils eine Polymerschicht PS angebunden ist. Die Oberseite O kann mit einer Beschichtung Z versehen sein, welche aus dem Polymermaterial und/oder einem weiteren Polymermaterial hergestellt ist, welches vom jeweils verwendeten Polymermaterial verschieden ist. In diesem Fall ist die Beschichtung Z zwischen dem Baustein und der Polymerschicht PS angeordnet. Das weitere Polymermaterial kann aus den für das Polymermaterial angegebenen Materialien ausgewählt sein. Die Polymerschicht PS kann die Oberseite O abschnittsweise oder vollflächig überdecken.

10

15 Fig. 13a zeigt schematisch Bausteine B, deren an die Oberseite O angrenzenden Kanten abgerundet sind.

Fig. 14 zeigt weitere Bausteine B, an deren Oberseiten jeweils die Polymerschicht PS angebunden ist. Die an die Oberseite O angrenzenden Kanten der weiteren Bausteine B sind hier gerundet. Die auf der Oberseite O vorgesehene Beschichtung Z kann die Oberseite O abschnittsweise oder vollflächig überdecken. Die Beschichtung Z kann sich auch über die abgerundeten Kanten hinweg bis zu den Seitenflächen erstrecken. Sie kann auch die Seitenflächen zumindest abschnittsweise überdecken.

20

25

Fig. 15a zeigt eine schematische Ansicht eines sechsten Implantats. Bei dem sechsten Implantat ist die Polymerschicht PS durchgehend, d. h. ohne Durchbrüche, ausgebildet. Sie ist an die Oberseite der ersten Bausteine B1 angebunden. Die ersten Bausteine B1 sind regelmäßig angeordnet.

30

Bei dem in Fig. 15b gezeigten siebten Implantat weist die Polymerschicht PS regelmäßig angeordnete Durchbrüche D auf. Die Durchbrüche D befinden sich jeweils oberhalb der Lücken L zwischen den ersten Bausteinen B1.

- 5 Fig. 15c zeigt schematisch ein achttes Implantat. Das achte Implantat ist gebildet aus zweiten Bausteinen B2, welche vorzugsweise regelmäßig angeordnet sind. Die zweiten Bausteine B2 können an ihrer Oberseite O abgerundet sein. Die Polymerschicht PS ist an die Oberseite O oder eine auf der Oberseite O aufgetragene Zwischenschicht Z (hier nicht gezeigt) angebunden. Die Polymerschicht PS weist, vorzugsweise regelmäßig angeordnete, runde Durchbrüche auf. - Das gezeigte
- 10 achte Implantat kann ein Halbzeug bilden. Der Operateur kann nach Bedarf ein geeignetes Stück aus dem achten Implantat ausschneiden. Eine entsprechende Schnittlinie ist beispielhaft mit der unterbrochenen Linie gezeigt. Die zweiten Bausteine B2 eignen sich universell zur Durchführung von Befestigungsmitteln, beispielsweise Nägeln 4, Schrauben und dgl. Wegen der Verwendung der
- 15 zweiten Bausteine B2 hat der Operateur besonders viele Freiheiten im Hinblick auf die Anbringung von Befestigungsmitteln.

Bei dem in Fig. 16 schematisch gezeigten neunten Implantat sind erste Bausteine

20 B1 ebenfalls regelmäßig angeordnet. Die Polymerschicht PS besteht hier aus einem regelmäßig gestalteten Gitter. Wie aus Fig. 16 ersichtlich ist, können die Oberflächen O der ersten Bausteine B1 vollständig oder auch nur abschnittsweise mit der Polymerschicht PS überlagert sein. Ein Teil der ersten Bausteine B1 kann mit der Beschichtung Z versehen sein.

25

Bei dem in Fig. 17 gezeigten zehnten Implantat sind die ersten Bausteine B1 unregelmäßig angeordnet. Die Polymerschicht PS ist aus einem unregelmäßig gestalteten Gitter gebildet. Ein Teil der ersten Bausteine B1 kann mit der Beschichtung Z versehen sein.

30

Fig. 18 zeigt eine perspektivische Ansicht eines siebten Bausteins B7. Der siebte Baustein B7 ist ähnlich dem ersten Baustein B1 ausgebildet, wobei hier jedoch die an die Oberseite O angrenzenden Kanten abgerundet sind.

5 Die Polymerschicht PS kann als Polymerfilm vorliegen. Die Polymerschicht PS kann mittels eines thermisch aktivierten Pressvorgangs mit beschichteten oder unbeschichteten Bausteinen B verbunden werden. Die Polymerschicht PS kann aber auch im 3D-Direktdruck, z. B. im FDM-Verfahren, auf beschichteten oder unbeschichteten Bausteinen B hergestellt werden. Insbesondere unregelmäßig gestal-

10 tete Gitter ermöglichen die Einstellung einer unterschiedlichen Flexibilität des Implantats. Die Flexibilität kann aber auch durch eine unterschiedliche Dicke in der Polymerschicht PS und/oder die Größe der Verbindungsfläche zwischen den Bausteinen B und der Polymerschicht PS und/oder die Größe und Anzahl der Durchbrüche variiert werden.

15

Insbesondere bei aus einer einzigen Lage von Bausteinen B gebildeten Implantaten bilden die Lücken L im auf eine Unterlage applizierten Zustand Hohlräume. Solche Hohlräume können mit einer zellbeladenen oder zellfreien Matrix verfüllt werden. Die Matrix kann Wachstums- und Differenzierungsfaktoren enthalten, welche die Zellmigration und/oder die chondrogene bzw. osteogene Differenzierung

20 der Zellen fördern.

Die Hohlräume können mit einem Zell-Matrix-Konstrukt gefüllt werden. Ein solches Zell-Matrix-Konstrukt umfasst autologe und/oder allogene mesenchymale Stamm- und/oder Vorläuferzellen oder autologe Chondrozyten oder Periost Zellen. Die Zellen können in einer biokompatiblen Matrix, beispielsweise Kollagen, Hyaluronsäure, Alginat, Chitosan, Fibrin oder in Biopolymeren, appliziert werden. Es kann auch eine zellfreie Matrix in die Hohlräume appliziert werden. In diesem Fall können die Zellen über Verbindungen zum Knochenmarksraum, beispielsweise durch

30 Bohrungen oder subchondrale Knochenlamellen, in die Matrix eingebunden werden.

Das Implantat kann nach einer weiteren Ausgestaltung auch mit bereits verfüllten Lücken bereitgestellt werden. Das Füllmaterial kann Zellen, ein Zell-Matrix-Konstrukt, Wachstums- und/oder Differenzierungsfaktoren und dgl. umfassen. Es können insbesondere als Füllmaterial die in den beiden vorhergehenden Absätzen genannten Zellen, Zell-Matrix-Konstrukte und dgl. verwendet werden.

## Bezugszeichenliste

	1	Vorsprung
	2	erste Schicht
5	3	zweite Schicht
	4	Nagel
	B	Baustein
	B1	erster Baustein
10	B2	zweiter Baustein
	B3	dritter Baustein
	B4	vierter Baustein
	B5	fünfter Baustein
	B6	sechster Baustein
15	B7	siebter Baustein
	D	Durchbruch
	L	Lücke
	O	Oberseite
	P	Brücke
20	PS	Polymerschicht
	S1	erste Symmetrieachse
	S2	zweite Symmetrieachse
	Ss	Seitenfläche
	U	Unterseite
25	Z	Beschichtung

## Patentansprüche

1. Implantat zum Ersatz von Knochen- oder Knorpelmaterial, gebildet aus einer Vielzahl von aus einem nichtmetallischen, linear elastischen Material hergestellten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7), wobei ein Baustein (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mit benachbarten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mittels eines viskoelastischen Polymermaterials so verbunden ist, dass zwischen den benachbarten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) Lücken (L) verbleiben und die benachbarten Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) relativ zueinander beweglich sind.  
5  
10
2. Implantat nach Anspruch 1, wobei die Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mehrere aus unterschiedlichen Materialien hergestellte Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) umfassen.  
15
3. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das linear elastische Material einen E-Modul von zumindest 10 GPa hat.
4. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das linear elastische Material aus der folgenden Gruppe ausgewählt ist: Keramik, Glaskeramik, Glas, oder ein zumindest eines der vorgenannten Materialien enthaltender Komposit-Werkstoff.  
20
5. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das linear elastische Material aus der folgenden Gruppe ausgewählt ist: Aluminiumoxid, Hydroxylapatit, Beta-Tricalciumphosphat (TCP), BaTiO<sub>3</sub>-Epoxidharz-Komposit, Bioglas, Bioglas-Epoxidharz-Komposite, bleifreie Epoxidharz-Komposite, bleifreie Keramiken, Lithium-, Natrium-, Kalium-Niobat, Keramik/präkeramische Polymere-Komposite, Polysiloxane, Polysilazane, Polyphosphazene, vernetzte präkeramische Polymere, gesinterte präkeramische Polymere.  
25  
30

6. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zumindest ein Teil der Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) aus mehreren Schichten (2, 3) gebildet ist, welche aus einem unterschiedlichen Material hergestellt sind.

5 7. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zumindest ein Teil der Bausteine (B, B1, B3, B4, B5, B6, B7) eine Ober- (O) und Unterseite (U) sowie die Ober- (O) mit der Unterseite (U) verbindende Seitenflächen (Ss) umfasst, wobei die Bausteine (B, B1, B3, B4, B5, B6, B7) in Draufsicht auf die Oberseite (O) einen polygonalen Umriss mit zumindest m Ecken aufweisen, wobei m  
10 eine natürliche Zahl  $\geq 3$  ist.

8. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Bausteine (B, B1, B3, B4) n-zählige Symmetrieachse (S1, S2) aufweisen, wobei für n gilt:

15 
$$n = m / a,$$

wobei a eine natürliche Zahl ist.

9. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zumindest ein  
20 Teil der Bausteine (B, B2, B5) eine ring- oder rohrartige Geometrie aufweist.

10. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein Übergang zwischen der Oberseite (O) und den Seitenflächen (Ss) eine Rundung aufweist.

25 11. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Ober- (O) und/oder Unterseite (U) mit einem vorgegebenen Radius gekrümmt ist.

12. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Oberseite (O) eine erste Rauheit und die Unterseite U eine zweite Rauheit aufweist, wobei  
30 die erste Rauheit kleiner als die zweite Rauheit ist.

13. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei an einem Außenumfang mehrere Vorsprünge (1) zum Anbinden des Polymermaterials angeformt sind.
- 5 14. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Polymermaterial einen E-Modul von weniger als 10 GPa hat.
15. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Polymermaterial aus der folgenden Gruppe ausgewählt ist: Epoxidharz, präkeramische Polymere, Silikongummi, Kollagen, Polylactid, Polycaprolacton, Polymethylmethacrylate, Polylactid-co-Glycolid (PLGA), Polyhydroxyalkanoate (PHBHHX), Fibrin, Butyrate, Hyaluronsäure, Seide, Chitosan, Alginat.
- 10
- 15 16. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mehrere Teilmengen umfassen, wobei Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) einer Teilmenge sich von den Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) einer anderen Teilmenge in ihrer Geometrie unterscheiden.
- 20 17. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das viskoelastische Polymermaterial eine Polymerschicht (PS) bildet, welche die Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) überlagert und an die Oberseite (O) der Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) angebunden ist.
- 25 18. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Polymerschicht (PS) eine Dicke im Bereich von 50 bis 1500 µm aufweist.
19. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Polymerschicht (PS) Durchbrüche (D) aufweist.
- 30 20. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Polymerschicht (PS) netz- oder gitterartig ausgebildet ist.

21. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei ein Baustein (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mit benachbarten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) über zumindest drei aus dem viskoelastischen Polymermaterial hergestellte Brücken (P) verbunden ist.
- 5
22. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Oberseite (O) und/oder Seitenfläche (Ss) der Bausteine (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mit dem Polymermaterial und/oder einem weiteren Polymermaterial beschichtet ist.
- 10
23. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine einzige Lage von in einer Ebene angeordneten Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) mittels des Polymermaterials zu einer flexiblen Schicht verbunden sind.
- 15
24. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei mehrere aufeinander gestapelte Lagen von Bausteinen (B, B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7) zu einer flexiblen Schicht oder einem flexiblen Block verbunden sind.
- 20
25. Kit, umfassend ein Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche und Befestigungsmittel zum Befestigen des Implantats.

Fig. 1a

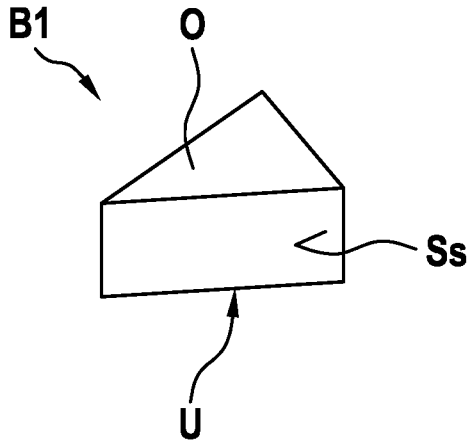


Fig. 1b

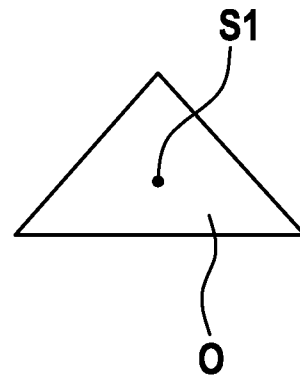


Fig. 2a

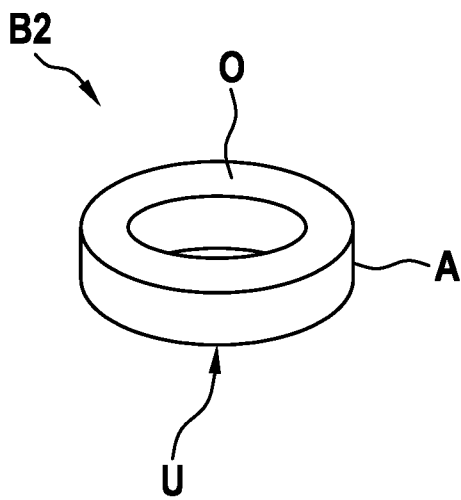
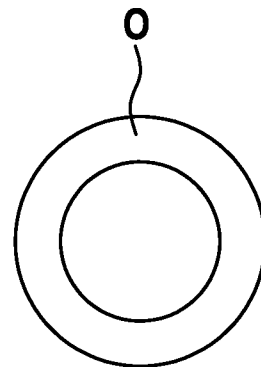
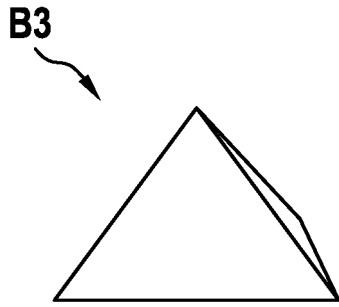


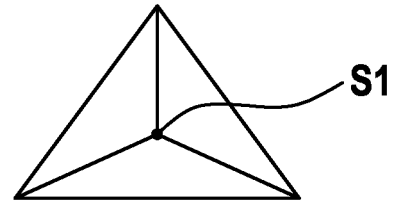
Fig. 2b



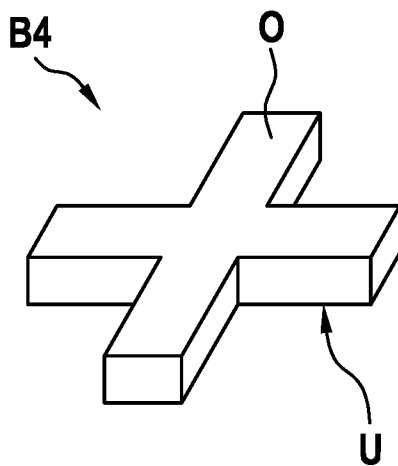
**Fig. 3a**



**Fig. 3b**



**Fig. 4a**



**Fig. 4b**

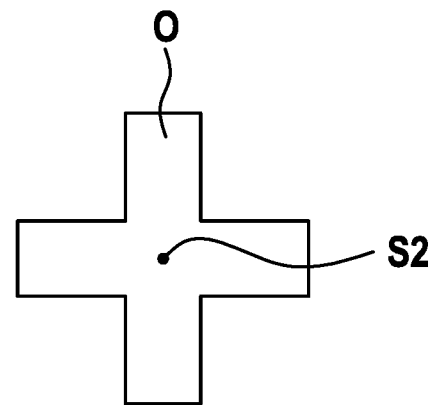


Fig. 5

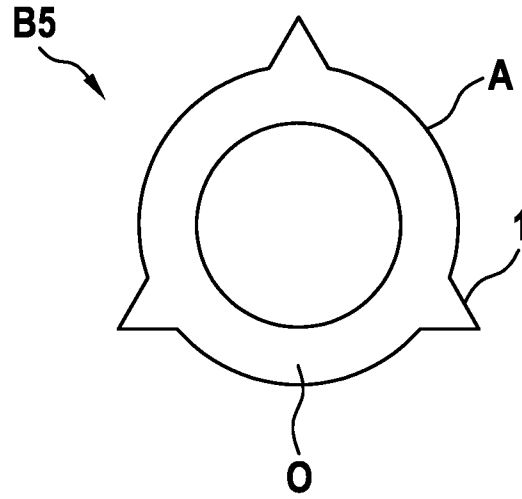


Fig. 6

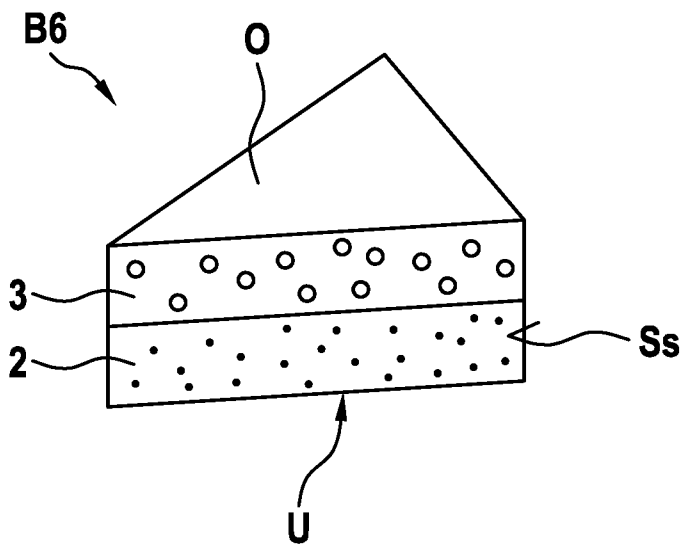
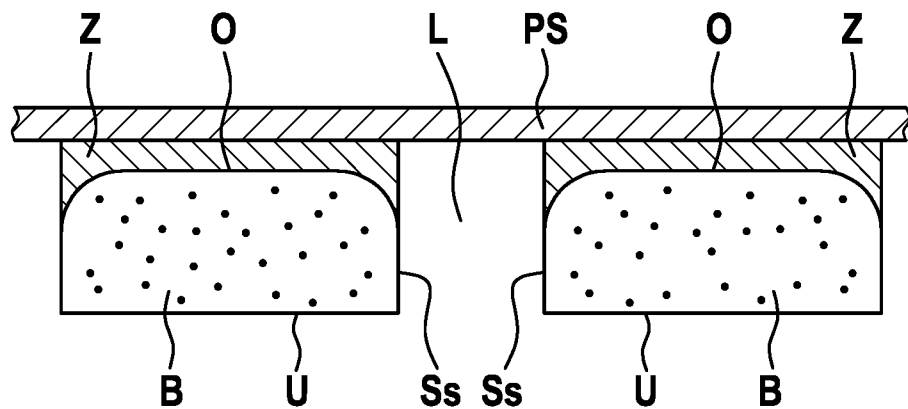


Fig. 6a



4 / 10

Fig. 7

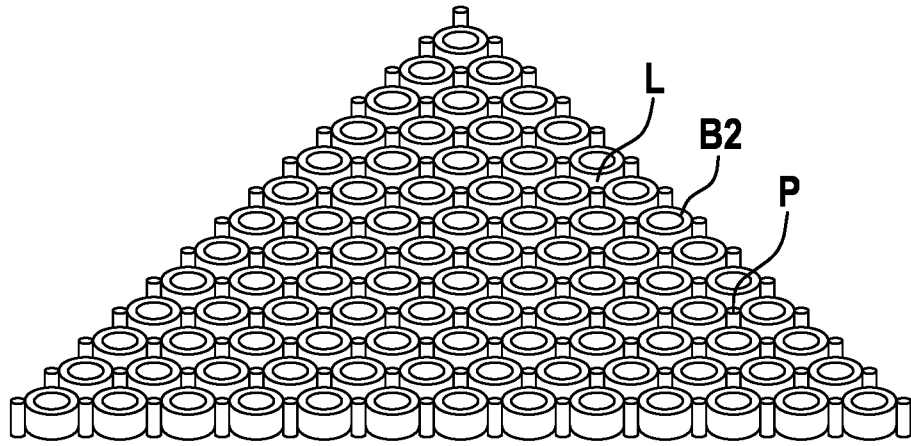


Fig. 8

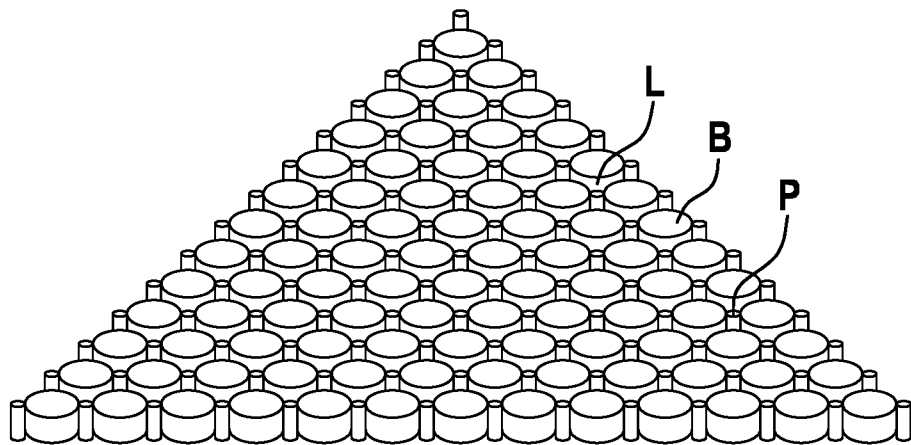


Fig. 9

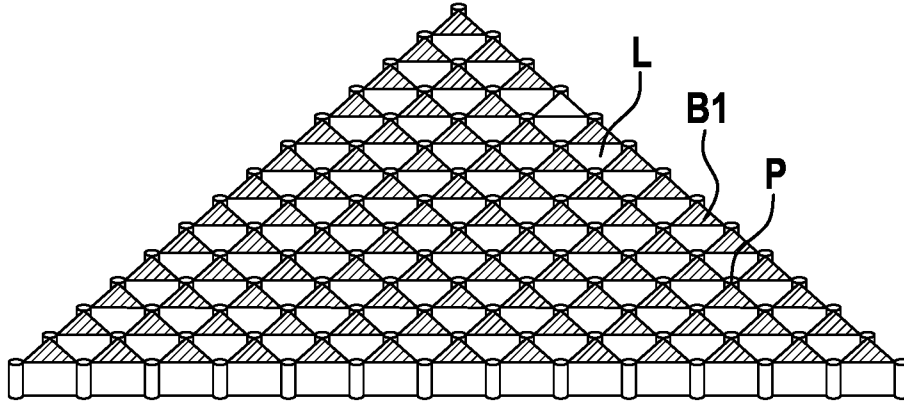


Fig. 10

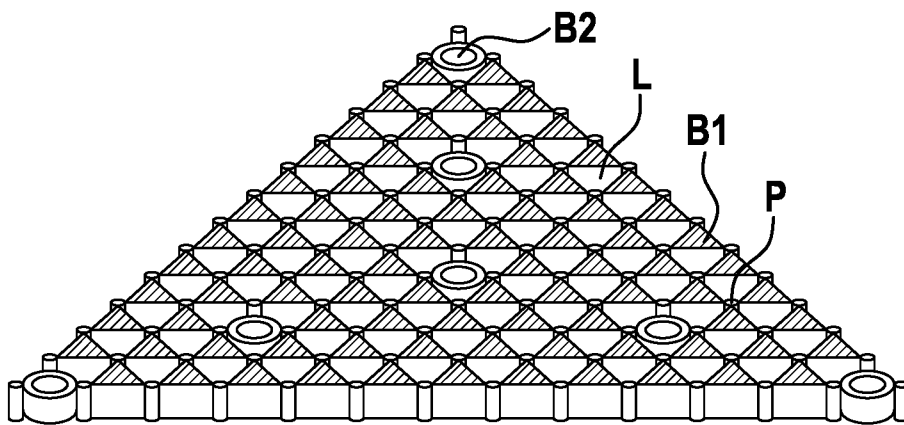


Fig. 11

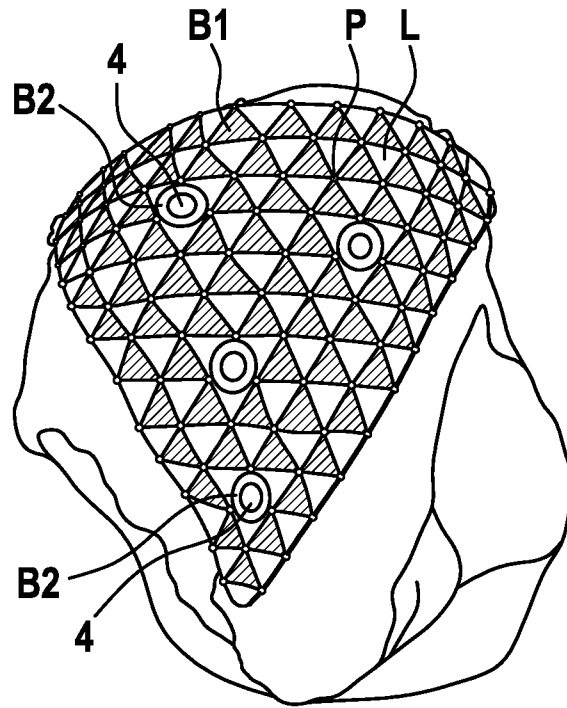
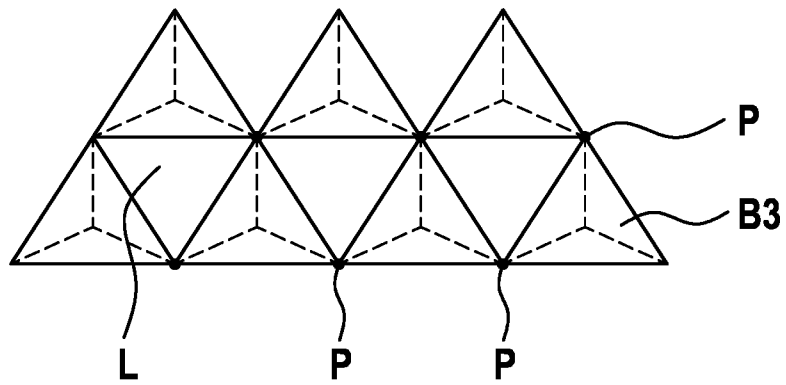
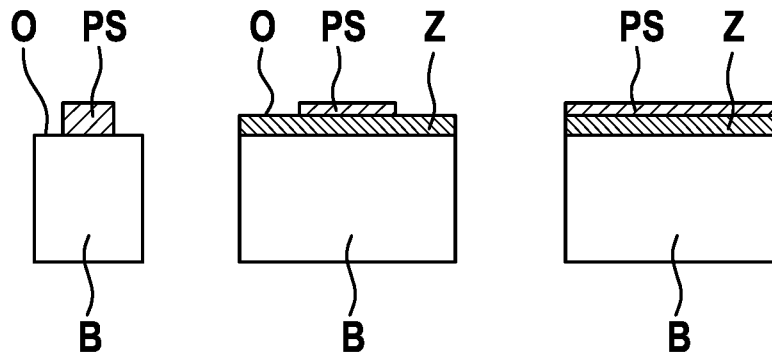


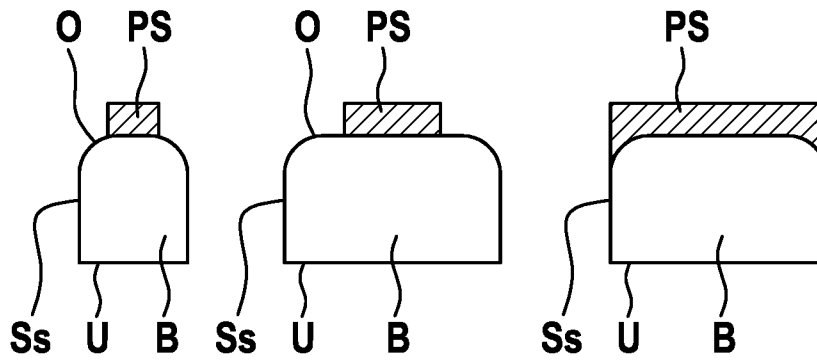
Fig. 12



**Fig. 13**



**Fig. 13a**



**Fig. 14**

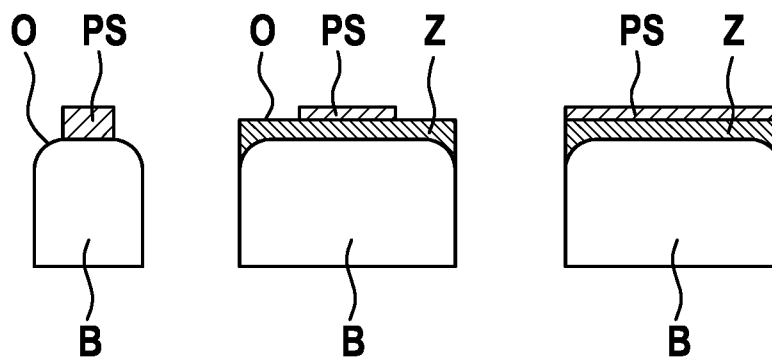


Fig. 15a

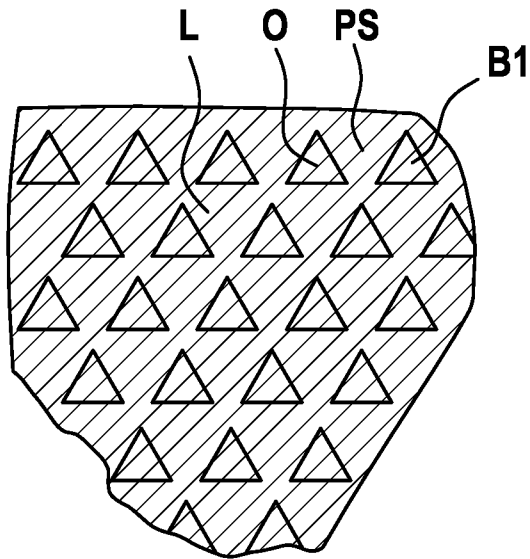


Fig. 15b

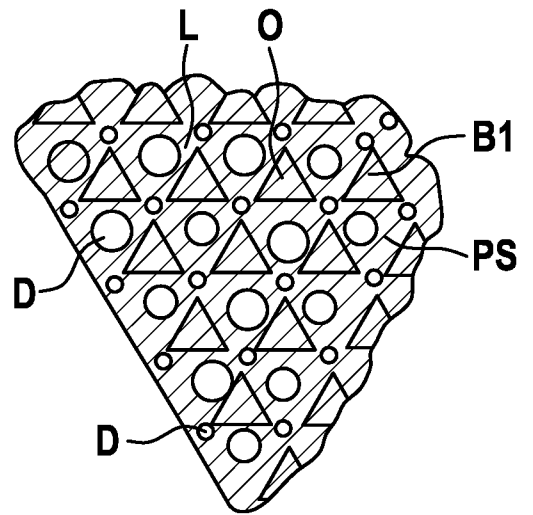


Fig. 15c

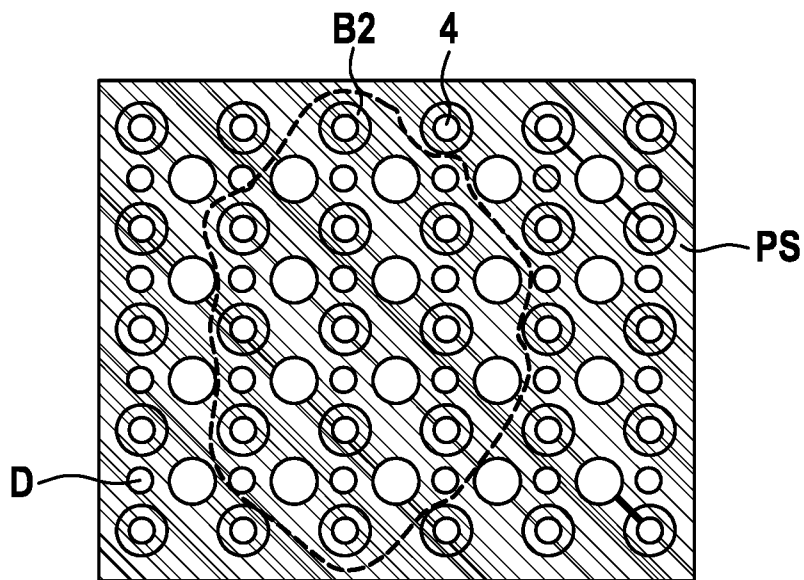


Fig. 16

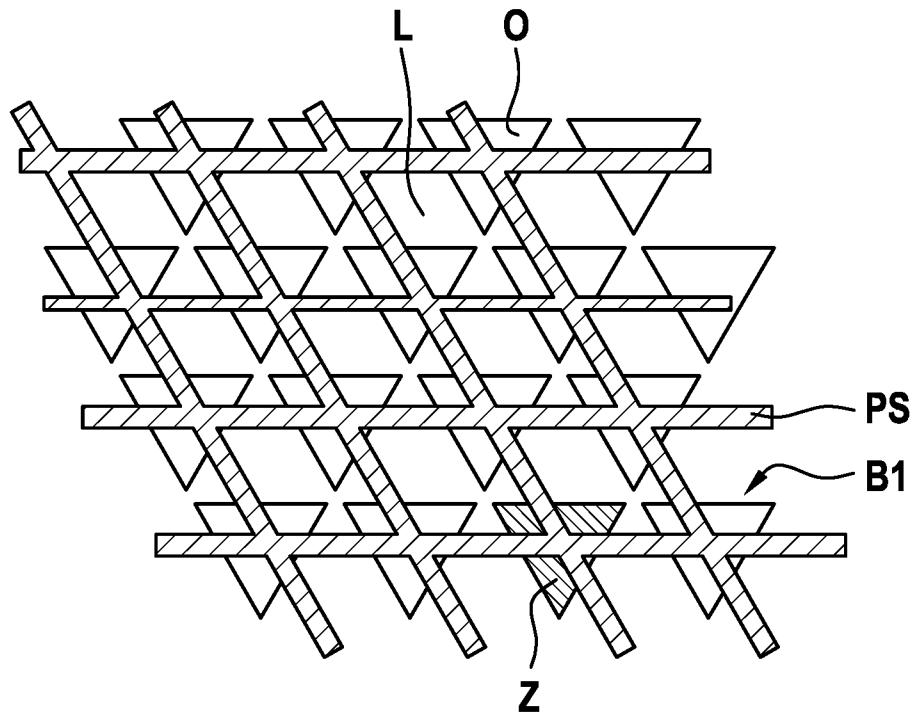
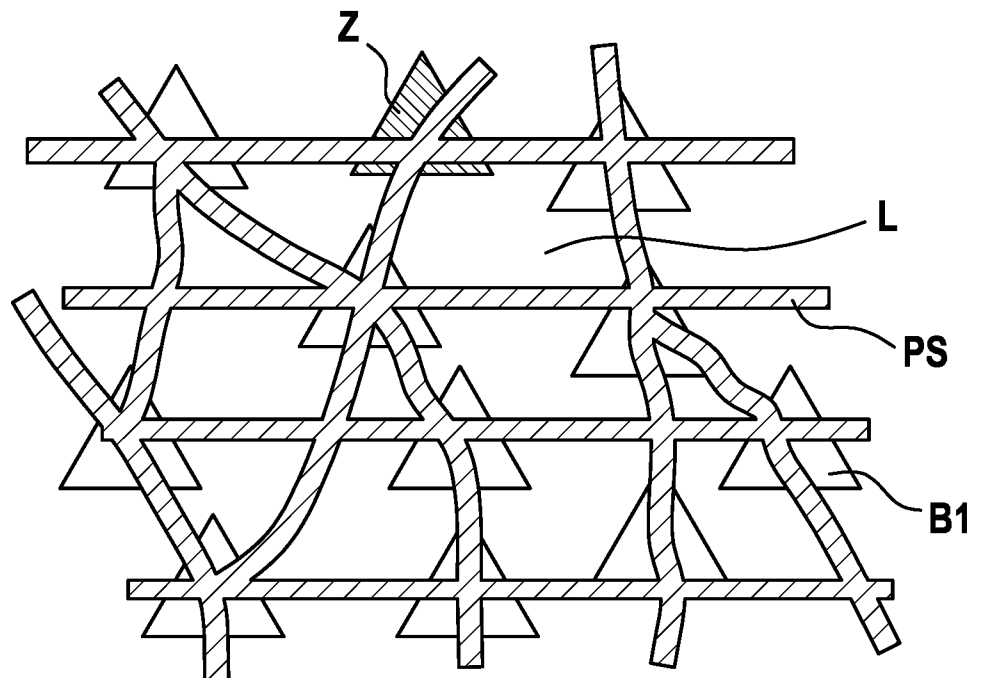
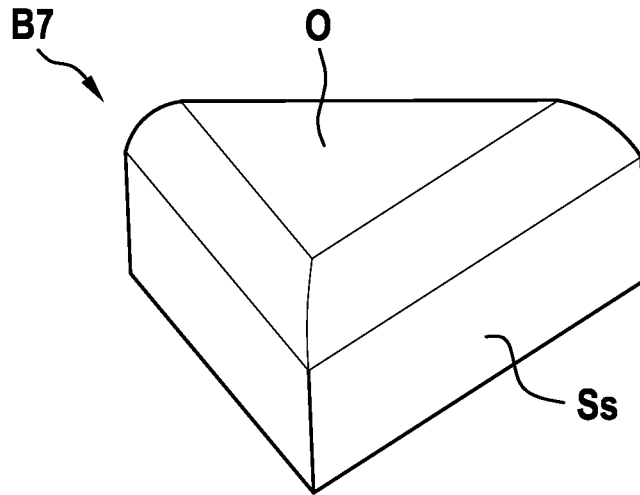


Fig. 17



**Fig. 18**



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/EP2018/078555**

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61F 2/30(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	EP 1712205 A2 (ZIMMER TECH INC [US]) 18 October 2006 (2006-10-18) paragraphs [0025] - [0030], [0048] - [0053]	1-8,10-25 9
Y	US 4839215 A (STARLING L BRIAN [US] ET AL) 13 June 1989 (1989-06-13) figures 1-4	9
A	WO 2016024248 A1 (OSSDSIGN AB [SE]) 18 February 2016 (2016-02-18) paragraphs [0141] - [0145]	1-25
A	WO 2011112145 A1 (ENGQVIST HAAKAN [SE]; ENGSTRAND THOMAS [SE]; AABERG JONAS [SE]; BOHLIN) 15 September 2011 (2011-09-15) page 1, line 25 - page 2, line 12	1-25
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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		Date of mailing of the international search report
08 January 2019		01 February 2019
Name and mailing address of the ISA/EP		Authorized officer
European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Buchmann, Gerhard  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/EP2018/078555**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
EP	1712205	A2	18 October 2006	EP	1712205	A2	18 October 2006
				US	2006235542	A1	19 October 2006
				WO	2007121159	A2	25 October 2007
<hr/>							
US	4839215	A	13 June 1989	AU	606603	B2	14 February 1991
				CA	1307742	C	22 September 1992
				DE	3790291	C2	26 June 1997
				EP	0310623	A1	12 April 1989
				GB	2212488	A	26 July 1989
				JP	2760793	B2	04 June 1998
				JP	H01502642	A	14 September 1989
				US	4839215	A	13 June 1989
				WO	8707495	A1	17 December 1987
<hr/>							
WO	2016024248	A1	18 February 2016	AU	2015302923	A1	09 March 2017
				BR	112017002863	A2	30 January 2018
				CN	106999214	A	01 August 2017
				EP	3179961	A1	21 June 2017
				JP	2017523866	A	24 August 2017
				KR	20170043110	A	20 April 2017
				US	2017239054	A1	24 August 2017
				WO	2016024248	A1	18 February 2016
<hr/>							
WO	2011112145	A1	15 September 2011	AU	2011224893	A1	20 September 2012
				CN	102883685	A	16 January 2013
				CN	105125323	A	09 December 2015
				EP	2544627	A1	16 January 2013
				HK	1218505	A1	24 February 2017
				JP	5871822	B2	01 March 2016
				JP	2013521859	A	13 June 2013
				KR	20130020664	A	27 February 2013
				RU	2012143149	A	20 April 2014
				US	2012330435	A1	27 December 2012
				US	2014324187	A1	30 October 2014
				WO	2011112145	A1	15 September 2011

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61F2/30

ADD.

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

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61F

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

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

EPO-Internal, WPI Data

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 1 712 205 A2 (ZIMMER TECH INC [US]) 18. Oktober 2006 (2006-10-18)	1-8, 10-25
Y	Absätze [0025] - [0030], [0048] - [0053] -----	9
Y	US 4 839 215 A (STARLING L BRIAN [US] ET AL) 13. Juni 1989 (1989-06-13) Abbildungen 1-4 -----	9
A	WO 2016/024248 A1 (OSSDSIGN AB [SE]) 18. Februar 2016 (2016-02-18) Absätze [0141] - [0145] -----	1-25
A	WO 2011/112145 A1 (ENGQVIST HAAKAN [SE]; ENGSTRAND THOMAS [SE]; AABERG JONAS [SE]; BOHLIN) 15. September 2011 (2011-09-15) Seite 1, Zeile 25 - Seite 2, Zeile 12 -----	1-25



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&amp;" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

8. Januar 2019

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

01/02/2019

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

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

Bevollmächtigter Bediensteter

Buchmann, Gerhard

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2018/078555

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1712205	A2	18-10-2006	EP 1712205 A2
			US 2006235542 A1
			WO 2007121159 A2
-----			
US 4839215	A	13-06-1989	AU 606603 B2
			CA 1307742 C
			DE 3790291 C2
			EP 0310623 A1
			GB 2212488 A
			JP 2760793 B2
			JP H01502642 A
			US 4839215 A
			WO 8707495 A1
-----			
WO 2016024248	A1	18-02-2016	AU 2015302923 A1
			BR 112017002863 A2
			CN 106999214 A
			EP 3179961 A1
			JP 2017523866 A
			KR 20170043110 A
			US 2017239054 A1
			WO 2016024248 A1
-----			
WO 2011112145	A1	15-09-2011	AU 2011224893 A1
			CN 102883685 A
			CN 105125323 A
			EP 2544627 A1
			HK 1218505 A1
			JP 5871822 B2
			JP 2013521859 A
			KR 20130020664 A
			RU 2012143149 A
			US 2012330435 A1
			US 2014324187 A1
			WO 2011112145 A1
-----			