



(10) **DE 10 2015 107 600 A1** 2016.11.17

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2015 107 600.4**

(22) Anmeldetag: **13.05.2015**

(43) Offenlegungstag: **17.11.2016**

(51) Int Cl.: **A61L 27/56 (2006.01)**

(71) Anmelder:
Heraeus Medical GmbH, 61273 Wehrheim, DE

(72) Erfinder:
Vogt, Sebastian, Dr., 99092 Erfurt, DE

(74) Vertreter:
**Schultheiss & Sterzel Patentanwälte PartG mbB,
60437 Frankfurt, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:
EP 0 621 020 A1

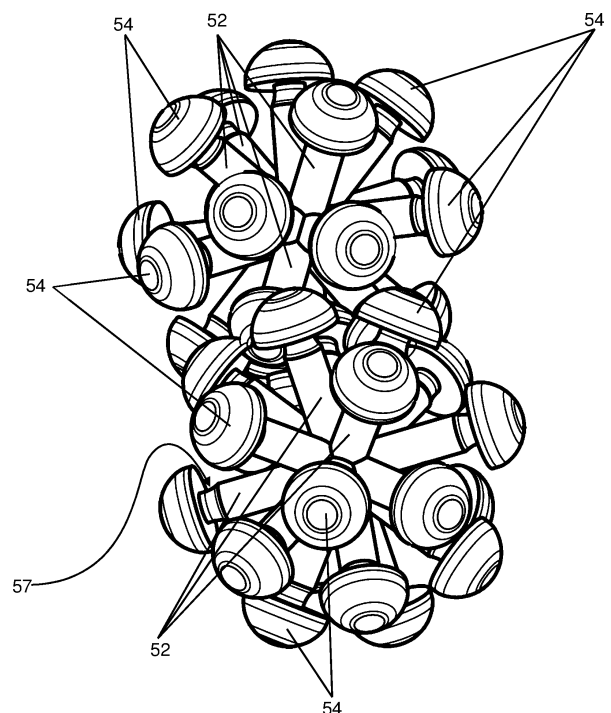
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Partikuläres alloplastisches Knochenersatzmaterial und Verfahren zur Herstellung eines frei geformten porösen Körpers**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein partikuläres alloplastisches Knochenersatzmaterial aufweisend eine Vielzahl von Partikeln, wobei die Partikel einen Kern und mindestens sechs sich vom Kern erstreckende Stifte (52) aufweisen, wobei die Stifte (52) jeweils mindestens ein Verbindungselement (54, 57) aufweisen und wobei die Stifte (52) elastisch verformbar sind, so dass durch Zusammenpressen mehrerer Partikel die Verbindungselemente (54, 57) verschiedener Partikel miteinander verhaken und/oder rasten und die miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikel einen offenporigen Körper aus miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikeln bilden.

Die Erfindung betrifft auch ein Verfahren zum Formen eines Körpers aus einem solchen partikulären alloplastischen Knochenersatzmaterial, bei dem die Partikel gegeneinander gedrückt werden, wobei die Partikel dadurch miteinander verhaken und/oder rasten und einen offenporigen Körper ausbilden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein alloplastisches Knochenersatzmaterial. Die Erfindung betrifft auch ein Verfahren zur Herstellung eines frei geformten Körpers aus einem alloplastischen Knochenersatzmaterial.

[0002] Gegenstand der Erfindung ist somit ein alloplastisches Knochenersatzmaterial, das zum Auffüllen und Stabilisieren von Knochenkavitäten bestimmt ist. Ferner wird ein Verfahren zur Herstellung eines frei geformten porösen Körpers vorgeschlagen.

[0003] Knochenersatzmaterialien sind seit langem bekannt und werden umfangreich klinisch genutzt (J. M. Rueger: Knochenersatzmittel, Orthopäde 27 (1998) 72–79.). Die bisher verwendeten Knochenersatzmaterialien sind im Allgemeinen volumenstabil aber nicht formstabil. Eine Ausnahme bildet ein Knochenersatzmaterial, das unter der Bezeichnung „Trabecular metal™“ von der Firma Zimmer vertrieben wird und das beispielsweise aus der WO 2013/074 909 A1 bekannt ist. Dieses Material hat eine poröse Struktur, die der Struktur der humanen Spongiosa (Schwammgewebe) nachgebildet ist. Dieses Material besteht aus Tantal und ist in definierten Formen und Größen handelsüblich. Das Material ist im OP nicht in seiner Form und Größe veränderbar. Es kann nicht mit konventionellen Werkzeugen im OP bearbeitet werden. Die jeweilige anatomische Situation des Patienten kann daher nur bedingt berücksichtigt werden. Der medizinische Anwender kann nur versuchen, dass Implantatlager an die vorgegebene Geometrie anzupassen oder ein annähernd passendes Implantat einzusetzen und die bestehenden Lücken mit allogenen Knochenmaterial oder anderem Volumenfüllern zu schließen.

[0004] Die Aufgabe der Erfindung besteht also darin, die Nachteile des Stands der Technik zu überwinden. Insbesondere soll ein Knochenersatzmaterial entwickelt werden, das frei geformt werden kann und nach dem Ausformen einen formstabilen porösen Körper bildet, ohne dass chemische Aushärtungsreaktionen, wie beispielsweise radikalische Polymerisationen, notwendig sind. Das Knochenersatzmaterial soll nach der Formung eine offene Porosität besitzen und mechanisch stabil sein. Die Porosität und die Größe der Poren sollen dabei dazu ausreichen und dazu geeignet sein, dass menschlicher Knochen eines Patienten, der mit dem Knochenersatzmaterial behandelt wird, in die Poren einwachsen kann. Es wird ferner angestrebt, dass das Knochenersatzmaterial im geformten Zustand lastragend ist. Weiterhin muss das Knochenersatzmaterial biokompatibel sein, damit es im Körper eines Patienten eingesetzt werden kann.

[0005] Die Aufgaben der Erfindung werden gelöst durch ein partikuläres alloplastisches Knochenersatzmaterial aufweisend eine Vielzahl von Partikeln, wobei die Partikel einen Kern und mindestens sechs sich vom Kern erstreckende Stifte aufweisen, wobei die Stifte jeweils mindestens ein Verbindungselement aufweisen und wobei die Stifte elastisch verformbar sind, so dass durch Zusammenpressen mehrerer Partikel die Verbindungselemente verschiedener Partikel miteinander verhaken und/oder rasten und die miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikel einen offenporigen Körper aus miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikeln bilden.

[0006] Bei einem Verhaken greifen Vorsprünge der Verbindungselemente der Stifte der Partikel in Vorsprünge, Greifflächen oder Hinterschnitte von Verbindungselementen an Stiften benachbarter Partikel, so dass anschließend die Stifte noch durch ein weiteres Zusammendrücken der Partikel gegeneinander beweglich sind aber nicht mehr ohne weiteres voneinander getrennt werden können. Bei einem Rasten greifen die Verbindungselemente der Stifte der Partikel derart in Verbindungselemente von Stiften benachbarter Partikel, dass die Partikel nicht mehr ohne weiteres voneinander getrennt werden können, aber auch nicht mehr durch eine weitere Bewegung der Partikel aufeinander zu bewegt werden können, ohne dass dabei eine Verformung der Partikel stattfindet. Die Verbindungselemente können also durch Haken, Schlaufen, Nuten, Hinterschnitte, Rastungen und/oder Gegenrastungen beziehungsweise durch Haken, Schlaufen, Nuten, Hinterschnitte und/oder Rastelemente gebildet werden.

[0007] Die miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikel beziehungsweise der dadurch gebildete Volumenkörper ist erfindungsgemäß bevorzugt osteokonduktiv.

[0008] Es kann erfindungsgemäß vorgesehen sein, dass die Verbindungselemente Pilze, Haken, Schlaufen, Hinterschnitte und/oder Rastelemente sind, vorzugsweise Pilze, Haken, Schlaufen, Hinterschnitte, Rastmittel und/oder Gegenrastmittel sind.

[0009] Diese Verbindungselemente sind besonders gut zur gegenseitigen Rastung beziehungsweise Verhakung geeignet.

[0010] Es kann erfindungsgemäß vorgesehen sein, dass der Abstand zwischen den Verbindungselementen und dem Kern der Partikel zwischen 0,25 mm und 2 mm beträgt, bevorzugt zwischen 0,5 mm und 1 mm beträgt.

[0011] Es kann bevorzugt auch vorgesehen sein, dass die Partikel sphärisch sind.

[0012] Ein Partikel wird im Rahmen der vorliegenden Erfindung als sphärisch angesehen, wenn die Enden der Stifte auf einer Sphäre angeordnet sind. So wären beispielsweise bei einer ikosaedrischen Symmetrie der Partikel die Spitzen der Stifte dieser Partikel alle in einer Kugeloberfläche liegend angeordnet. Sphärische Partikel müssen im Sinne der vorliegenden Erfindung keine geometrisch perfekten Kugeln sein, sondern können auch von der Kugelform abweichen. Bevorzugte sphärische Pulverpartikel weisen eine abgerundete zumindest näherungsweise kugelförmige Form auf und haben ein Verhältnis des längsten Querschnitts zum kürzesten Querschnitt von höchstens 2 zu 1. Im Sinne der vorliegenden Erfindung ist mit einer sphärischen Geometrie also keine streng geometrische beziehungsweise mathematische Kugel gemeint. Die Querschnitte beziehen sich dabei auf innerhalb der Pulverpartikel verlaufende extreme Abmessungen. Besonders bevorzugte sphärische Pulverpartikel können ein Verhältnis des längsten Querschnitts zum kürzesten Querschnitt von höchstens 1,5 zu 1 aufweisen oder ganz besonders bevorzugt kugelförmig sein. Als Durchmesser wird dabei erfindungsgemäß der größte Querschnitt der Pulverpartikel inklusive der nicht elastisch verformten Verbindungselemente angenommen. In jedem Fall weichen die Stifte von einer kugelförmigen Geometrie ab.

[0013] Bevorzugte erfindungsgemäße Partikel können sich auch dadurch auszeichnen, dass die Stifte der Partikel sich radial vom Kern erstrecken.

[0014] Hierdurch wird erreicht, dass sich die Partikel später besonders leicht miteinander verbinden lassen.

[0015] Ferner kann vorgesehen sein, dass die Verbindungselemente an der Mantelfläche der Stifte ausgebildet sind.

[0016] Damit kann eine stabile Verbindung der Stifte und damit der Partikel untereinander erreicht werden.

[0017] Es wird mit der Erfindung auch vorgeschlagen, dass die ineinander gepressten Partikel irreversibel miteinander verhaken und/oder rasten.

[0018] Hierdurch wird sichergestellt, dass sich keine Partikel des fertig geformten Knochenersatzmaterials von dem gebildeten Körper lösen. Dadurch werden Irritationen des behandelten Körpers an der behandelten Stelle verhindert.

[0019] Des Weiteren kann vorgesehen sein, dass die Partikel einen maximalen Querschnitt von höchstens 10 mm aufweisen, bevorzugt einen maximalen Querschnitt zwischen 0,5 mm und 10 mm aufweisen, besonders bevorzugt einen maximalen Querschnitt zwischen 1 mm und 4 mm aufweisen.

[0020] Die Verbindungselemente gehören zu den Partikeln und tragen somit zum maximalen Querschnitt der Partikel bei. Der maximale Querschnitt ist dabei die Länge der längsten Geraden, die in der geometrischen Form des Partikels angeordnet werden kann. Damit wird erreicht, dass ausreichend feine Strukturen erzeugt werden können. Gleichzeitig sollen die Partikel aber nicht zu aufwendig und kostspielig in der Herstellung sein.

[0021] Ferner kann vorgesehen sein, dass die Partikel mit einem generativen 3D-Druckverfahren hergestellt werden.

[0022] Hierdurch lassen sich die Partikel und damit das Knochenersatzmaterial kostengünstig herstellen.

[0023] Gemäß einer Weiterbildung der vorliegenden Erfindung kann vorgesehen sein, dass zumindest eines der zumindest einen Verbindungselemente pro Stift stumpf-kegelförmig ausgebildet ist, wobei die Längsachsen der Stifte die Längsachsen der Kegeln bilden und wobei der Mantel der Kegeln nach der zum Kern abgewandten Außenseite gerichtet ist.

[0024] Hierdurch wird eine besonders stabile Verbindbarkeit der Partikel über die als Kegelmünder geformten Verbindungselemente erreicht. Zudem wird durch diese Formgebung nach der Implantation des Knochenersatzmaterials verhindert, dass umgebendes Weich- und Knorpelgewebe verletzt wird.

[0025] Bevorzugt kann auch vorgesehen sein, dass zumindest eines der zumindest einen Verbindungselemente pro Stift als Haken oder als Pilzkopf ausgebildet ist.

[0026] Die Haken und/oder die Pilzköpfe sorgen für eine stabile und unlösbare Verbindung der Partikel untereinander. Wenn die Verbindungselemente als Pilzköpfe geformt sind, können diese zum Beispiel einen in Richtung Kern ausgebildeten Kragen am Pilzkopfrand besitzen, so dass in diesem Querschnitt hakenförmige Verbindungselemente von anderen Partikeln eingreifen können, wodurch eine irreversible, nicht lösbare Verhakung oder Rastung zwischen den Partikeln entsteht. Es ist auch möglich und erfindungsgemäß bevorzugt, dass jeweils ein Partikel verschiedene Verbindungselemente enthält oder verschiedene Stifte mit unterschiedlichen Verbindungselementen aufweist. So kann ein Partikel zum Beispiel Haken und Pilzköpfe als Verbindungselemente gleichzeitig besitzen sowohl am gleichen Stift als auch an unterschiedlichen Stiften.

[0027] In einer bevorzugten Ausführungsform sind die Verbindungselemente als Pilzköpfe ausgebildet. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform sind die Pilzköpfe so gestaltet, dass die Pilzköpfe an der dem Kern zugewandten Seite einen kegelför-

migen Hinterschnitt aufweisen. Dadurch können hakenförmige Rastelemente mit diesen Pilzköpfen irreversibel und unlösbar verhakt werden. Bei geeigneter zueinander passender Form der Hinterschnitte zu den Pilzköpfen kann auch ein weiteres Vortreiben der Pilzköpfe verhindert werden, so dass die Pilzköpfe mit den Hinterschnitten rasten.

[0028] Mit einer Weiterbildung der vorliegenden Erfindung wird auch vorgeschlagen, dass die Stifte zwischen dem Kern und zumindest einem der zumindest einen Verbindungselemente eine umlaufende Nut als zusätzliches Verbindungselement enthalten, in welche Verbindungselemente anderer Partikel einhaken oder einrasten können, bevorzugt derart einrasten, dass keine weitere Bewegung der Verbindungselemente entlang der Stifte möglich ist.

[0029] Auch hierdurch wird eine besonders stabile Verbindung der Partikel ermöglicht. Vorteilhaft ist dabei ferner, dass dadurch definierte und freibleibende Hohlräume nach der Rastung der Partikel in dem so aus dem Knochenersatzmaterial geformten Körper erreicht werden. Es wird nämlich ein weiteres verschließen der offenporigen Struktur durch ein weiteres vorantreiben der Stifte zwischen den Stiften eines benachbarten Partikels verhindert und so die Poren offen gehalten.

[0030] Gemäß einer erfindungsgemäßen Variante kann vorgesehen sein, dass zwei Verbindungselemente hintereinander auf der Mantelfläche der Stifte angeordnet sind, besonders bevorzugt drei Verbindungselemente hintereinander auf der Mantelfläche der Stifte angeordnet sind.

[0031] Hierdurch wird es möglich, die Partikel mit unterschiedlichen Abständen zueinander zu verhaken und/oder zu rasten. Dadurch wird eine höhere Flexibilität beim Formen des Knochenersatzmaterials erreicht.

[0032] Es kann erfindungsgemäß ferner vorgesehen sein, dass die Partikel kugelförmig, bohnenförmig, quaderförmig, würfelförmig und/oder polyedrisch ausgebildet sind, vorzugsweise mit kubischer, oktaedrischer, dodekaedrischer, ikosaedrischer und/oder trikontaedrischer Symmetrie ausgebildet sind.

[0033] Durch diese Symmetrien können stabile und beliebig geformte Körper aus dem Knochenersatzmaterial geformt werden. Die Verbindungsmittel können dabei eine Form aufweisen, die die Symmetrie der Partikel brechen. Dennoch wird den Partikeln die entsprechende Symmetrie zugeordnet.

[0034] Bevorzugte erfindungsgemäße Knochenersatzmaterialien können auch dadurch ausgezeichneten, dass die Partikel einen maximalen Querschnitt von größer 1 mm, bevorzugt einen maximalen Quer-

schnitt von größer 2 mm und besonders bevorzugt einen maximalen Querschnitt von größer 3 mm aufweisen.

[0035] Hierdurch können die Partikel ohne Mikrostrukturierung kostengünstig gefertigt werden.

[0036] Bevorzugt kann des Weiteren vorgesehen sein, dass die Partikel aus biokompatiblen Kunststoff, Edelstahl, Titan, einer Titanlegierung, Tantal, einer Tantallegierung oder aus Kompositen dieser Materialien gebildet sind.

[0037] Diese Materialien sind für medizinische Zwecke besonders gut einsetzbar und mit diesen Materialien lassen sich auch die geeigneten elastischen Eigenschaften für die Stifte einstellen. Aus Metall oder Metalllegierungen bestehende Partikel können erfindungsgemäß bevorzugt durch selektives Lasersintern oder auch durch Schmelzen mit Elektronenstrahlen hergestellt werden, bevorzugt mit einem 3D-Druckverfahren.

[0038] Der biokompatible Kunststoff kann biodegradierbar sein. Dazu können Polylactide, Polyglycolide, Polycaprolactone und Polyester verwendet werden, die aus unterschiedlichen α -Hydroxycarbonsäuren gebildet sind. Als nicht biodegradierbare Kunststoffe kommen Polyamide, Polyimide, Polyetherketon und Polysulfon in Betracht. Partikel, insbesondere sphärische Partikel, aus diesen nicht biodegradierbaren und degradierbaren Kunststoffen können durch selektives Lasersintern hergestellt werden.

[0039] Gemäß einer Weiterbildung der vorliegenden Erfindung kann vorgesehen sein, dass benachbarte Stifte eines Partikels einen derartigen Abstand zueinander aufweisen, dass nach einer elastischer Deformation aufgrund einer Verhakung und/oder Rastung mit einem Verbindungselement eines anderen Partikels die Stifte des Partikels mindestens zwei Verhakungen und/oder Rastungen mit zwei weiteren Partikeln ermöglichen, bevorzugt mindestens drei Verhakungen und/oder Rastungen mit drei weiteren Partikeln ermöglichen, ganz besonders bevorzugt mehr als drei Verhakungen und/oder Rastungen mit mehr als drei weiteren Partikeln ermöglichen.

[0040] Durch eine mehrfache Verhakungen und/oder Rastung der Partikel kann ein besonders stabiler Körper aus dem Knochenersatzmaterial geformt werden.

[0041] Bevorzugt kann auch vorgesehen sein, dass die Partikel in einer wässrigen oder nichtwässrigen Lösung von biokompatiblen Polymeren und/oder Oligomeren suspendiert sind und mit der Lösung eine pastöse Masse bilden.

[0042] Hierdurch kann das Knochenersatzmaterial besonders einfach verarbeitet werden. Zudem kann die Lösung weitere zur Behandlung hilfreiche Substanzen enthalten. Als biokompatible Polymere können Hyaluronsäure, Hydroxyethylstärke, Hydroxyethylcellulose, Methylcellulose, Carboxymethylcellulose, oxidierte Cellulose und Cellulosesulfat verwendet werden. Weiterhin ist auch die Verwendung von Gelatine als biokompatibles Polymer möglich. Daneben ist auch die Verwendung von in Wasser löslichen Polymethacrylsäurederivaten möglich. Auch kann Polyvinylalkohol und Polyvinylpyrrolidon Verwendung finden.

[0043] Alternativ kann vorgesehen sein, dass die Partikel in einer bei Raumtemperatur hydrophoben, niedermolekularen Flüssigkeit suspendiert sind und mit der Flüssigkeit eine pastöse Masse bilden.

[0044] Durch diese beiden Alternativen kann das Knochenersatzmaterial besonders einfach verarbeitet werden. Zudem kann die Lösung beziehungsweise die Flüssigkeit weitere zur Behandlung hilfreiche Substanzen enthalten. Als hydrophobe, niedermolekulare Flüssigkeiten kommen Polyethylenglykol mit einer Molmasse kleiner 1.000 g/mol, Fettsäureester des Glycerins, Methyl-, Ethyl- und Isopropylester von Fettsäuren in Betracht.

[0045] Des Weiteren wird vorgeschlagen, dass die Partikel mit anorganischem oder organischem partikulärem Knochenersatzmaterial und/oder autologer oder auch allogener Spongiosa vermischt sind.

[0046] Hiermit kann die Knochenheilung und die Verbindung des Knochenersatzmaterials mit dem Knochen beschleunigt werden.

[0047] Mit einer Weiterbildung wird auch vorgeschlagen, dass die Partikel in einer biokompatiblen Flüssigkeit suspendiert sind, die einen oder mehrere pharmazeutischen Wirkstoffe enthält, wobei der oder die pharmazeutischen Wirkstoffe in der Flüssigkeit suspendiert und/oder gelöst sind.

[0048] Hiermit wird eine pharmakologische Wirkung des Knochenersatzwerkstoffs erreicht, die zur Heilung des mit dem Knochenersatzmaterial behandelten Patienten beiträgt. Aus der Gruppe der Antibiotika als pharmazeutische Wirkstoffe sind besonders Gentamicin, Tobramycin, Amikacin, Vancomycin, Teicoplanin, Clindamycin und Daptomycin bevorzugt.

[0049] Bevorzugt kann ferner vorgesehen sein, dass die Partikel mit einem oder mehreren pharmazeutischen Wirkstoffen aus den Gruppen der Antibiotika, der Bisphosphonate, der Steroide, der nichtsteroidalen Entzündungshemmer, der Wachstumsfaktoren und der Cytostatika beschichtet sind.

[0050] Auch hiermit wird eine pharmakologische Wirkung des Knochenersatzwerkstoffs erreicht, die zur Heilung des mit dem Knochenersatzmaterial behandelten Patienten beiträgt. Aus der Gruppe der Antibiotika sind besonders Gentamicin, Tobramycin, Amikacin, Vancomycin, Teicoplanin, Clindamycin und Daptomycin bevorzugt.

[0051] Besonders bevorzugte Ausführungsformen können sich dadurch auszeichnen, dass die Partikel mindestens vierzehn sich vom Kern erstreckende Stifte aufweisen, bevorzugt mindestens zwanzig sich vom Kern erstreckende Stifte aufweisen, besonders bevorzugt zwischen zwanzig und fünfzig sich vom Kern erstreckende Stifte aufweisen, ganz besonders bevorzugt zwischen dreißig und vierzig sich vom Kern erstreckende Stifte aufweisen.

[0052] Mit höherer Anzahl sich vom Kern erstreckender Stifte insbesondere sich radial vom Kern erstreckender Stifte steigt die Anzahl der Zwischenräume und damit der Verbindungsmöglichkeiten zwischen den Partikeln.

[0053] Des Weiteren kann vorgesehen sein, dass die Poren des aus den Partikeln gebildeten offenporigen Körpers interkonnektierend und osteokonduktiv sind, wobei vorzugsweise die Poren einen freien Querschnitt zwischen 0,1 mm und 1 mm aufweisen, besonders bevorzugt zwischen 0,25 mm und 0,9 mm.

[0054] Hiermit wird sichergestellt, dass der Knochen gut mit den Poren des aus dem Knochenersatzmaterial gebildeten Körpers verwachsen kann.

[0055] Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann vorgesehen sein, dass das Knochenersatzmaterial neben den Partikeln zusätzlich zumindest eine Platte aufweist, wobei die zumindest eine Platte ein Flächengebilde aufweist und eine Mehrzahl von sich aus dem Flächengebilde der zumindest einen Platte heraus erstreckende Stifte aufweist, wobei die Stifte jeweils mindestens ein Verbindungselement aufweisen, das analog der Verbindungselemente der Partikel ausgebildet ist, so dass die Partikel mit der zumindest einen Platte durch Aufeinanderpressen die Verbindungselemente verschiedener Platten und Partikel miteinander verhaken und/oder rasten und die miteinander verhakten und/oder gerasteten Platten und Partikel einen offenporigen Körper aus miteinander verhakten und/oder gerasteten Platten und Partikeln bilden.

[0056] Dadurch wird ein noch variabler nutzbares Knochenersatzmaterial erzielt, das sowohl frei geformt, als auch zur Überbrückung von Spalten und Kavitäten genutzt werden kann.

[0057] Die der vorliegenden Erfindung zugrundeliegenden Aufgaben werden auch gelöst durch ein Verfahren zum Formen eines Körpers aus einem erfindungsgemäßen partikulären alloplastischen Knochenersatzmaterial, bei dem die Partikel gegeneinander gedrückt werden, wobei die Partikel dadurch miteinander verhaken und/oder rasten und einen offeneren Körper ausbilden.

[0058] Dabei kann vorgesehen sein, dass die Partikel in Kontakt miteinander gebracht werden, bevor sie gegeneinander gedrückt werden.

[0059] Ferner kann vorgesehen sein, dass die Partikel mit einem porösen Volumenkörper eines zweiten Knochenersatzmaterials verbunden werden, indem die Verbindungselemente mit den Poren des zweiten Knochenersatzmaterials rasten und/oder verhaken, und/oder die Partikel mit einem flächigen dritten Knochenersatzmaterial verbunden werden, das eine Vielzahl von Stiften mit Verbindungselementen aufweist, wobei bevorzugt die Stifte und die Verbindungselemente des flächigen dritten Knochenersatzmaterials die Merkmale der Stifte und Verbindungselemente der Partikel des erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials aufweisen.

[0060] Der poröse Volumenkörper des zweiten Knochenersatzmaterials kann beispielsweise ein Trabecular metalTM von der Firma Zimmer sein.

[0061] Die der vorliegenden Erfindung zugrundeliegenden Aufgaben werden schließlich auch gelöst durch die Verwendung des erfindungsgemäßen alloplastischen Knochenersatzmaterials als Implantatmaterial in der Unfallchirurgie, Orthopädie oder in der Veterinärmedizin.

[0062] Bei Druckeinwirkung auf die miteinander in Berührung stehenden (bevorzugt sphärischen) Partikel des Knochenersatzmaterials bilden diese erfindungsgemäß einen mechanisch stabilen Verbund aus.

[0063] Der Erfindung liegt die überraschende Erkenntnis zugrunde, dass mechanisch rastende beziehungsweise verhakende Partikel als alloplastisches Knochenersatzmaterial verwendet werden können. Dabei können die Partikel in eine gewünschte Form gebracht werden und durch Druck miteinander rasten und dabei miteinander verbunden werden. Durch eine geeignete Form der Partikel wird dabei ein poröses Knochenersatzmaterial gebildet, das für die medizinische Anwendung mechanisch stabil genug ist. Der Knochen kann in die Poren des durch Druck verbundenen Knochenersatzmaterials einwachsen und sich so mit dem Knochenersatzmaterial dauerhaft verbinden.

[0064] Überraschend wurde gefunden, dass das erfindungsgemäße Knochenersatzmaterial in Form von Partikeln in beliebig geformte Kavitäten eingebracht werden kann und durch einfaches Komprimieren per Hand oder mit Hilfe eines Stößels zu einem porösen, aber homogenen Körper unter Verhakung der einzelnen sphärischen Partikel ausgehärtet werden kann. Damit wird ein Vorteil gegenüber den bisherigen Knochenersatzmaterial „Trabecular MetalTM“ erreicht, dessen Form und Größe nicht frei vom medizinischen Anwender bestimmt werden kann. Es ist damit möglich, beliebig geformte Knochenkavitäten mit einem in situ aushärtenden beziehungsweise festwerdenden Knochenersatzmaterial aufzufüllen, dass ohne chemische Reaktionen, wie zum Beispiel radikalische Polymerisationen, notwendig sind. Eine Aushärtung des erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials ist durch einfaches Komprimieren von aneinander liegenden sphärischen Partikeln möglich.

[0065] Mechanisch verhakende Systeme nach dem Bauprinzip von Kletten sind seit mehreren Jahrzehnten bekannt. Erstmals wurde das Prinzip des Klettverschlusses von de Mestral in CH 295 638 A beschrieben. Dieses Prinzip wurde weiterentwickelt und findet bei unterschiedlichsten, reversibel schließenden Klettverschlüssen Verwendung. Beispielfür die Weiterentwicklung sind die Schriften DE 1 610 318 A1, DE 1 625 396 A1, US 5 077 870 A und US 4 290 174 A.

[0066] Eine interessante Weiterentwicklung erfolgte später, bei der reversibel verklebende Stahlbandsysteme für mechanisch hochbelastbare Anwendungen und für Anwendungen bei hohen Temperaturen entwickelt wurden (DE 10 2004 048 464 A1, DE 10 2006 015 100 A1, DE 10 2006 015 145 A1, DE 10 2006 015 148 A1).

[0067] Es wurde im Rahmen der vorliegenden Erfindung überraschend gefunden, dass solche Systeme beziehungsweise derartige Funktionsprinzipien für Knochenersatzmaterialien einsetzbar beziehungsweise auf Knochenersatzmaterialien übertragbar sind. Dabei ist es für die Knochenersatzmaterialien von Vorteil, dass derartige Verbindungen nicht dicht abschließen, sondern Zwischenräume als offenerpore Struktur verbleiben. Die sich dadurch im Volumenkörper bildenden interkonnektierenden Poren können mit dem Knochen verwachsen und damit eine stabile Verbindung zwischen dem Knochen und dem Knochenersatzmaterial erzeugen. Hierzu muss sichergestellt werden, dass die Poren in dem Knochenersatzmaterial einen ausreichenden freien Querschnitt aufweisen. Die Poren werden als osteokonduktiv bezeichnet, wenn der Knochen in die Poren einwachsen kann und sich somit mit dem aus dem Knochenersatzmaterial gebildeten Körper verbindet.

[0068] Ein beispielhaftes und erfindungsgemäß besonders bevorzugtes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist ein partikuläres alloplastisches Knochenersatzmaterial aufweisend eine Vielzahl sphärischer Partikel, wobei die Partikel aus einem Kern und mindestens sechs vom Kern radial ausgehenden Stiften gebildet sind, wobei an der Mantelfläche jedes Stiftes mindestens ein Rastelement ausgebildet ist und wobei die Stifte mit den Rastelementen aus mindestens einem elastisch verformbaren Material gebildet sind. Der Aufbau der Partikel wird dabei derart gestaltet und dass durch Zusammenpressen der sphärischen Partikel sich kontaktierende sphärische Partikel irreversibel miteinander rasten oder verhaken und einen porösen Körper aus miteinander verhakten oder gerasteten sphärischen Partikeln bilden.

[0069] Im Folgenden werden weitere Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand von vierzehn schematisch dargestellten Figuren erläutert, ohne jedoch dabei die Erfindung zu beschränken. Dabei zeigt:

[0070] **Fig. 1:** eine schematische perspektivische Ansicht eines Partikels eines erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials;

[0071] **Fig. 2:** eine schematische Querschnittansicht des Partikels nach **Fig. 1**;

[0072] **Fig. 3:** eine schematische perspektivische Ansicht eines erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials aus mehreren Partikeln nach den **Fig. 1** und **Fig. 2**, die miteinander verbunden sind;

[0073] **Fig. 4:** eine schematische Querschnittansicht (links) und schematische perspektivische Ansicht (rechts) zweier Partikel eines zweiten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials;

[0074] **Fig. 5:** eine schematische perspektivische Ansicht dreier miteinander verbundener Partikel des zweiten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 4**;

[0075] **Fig. 6:** eine schematische geschnittene Ansicht eines Partikels eines dritten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials;

[0076] **Fig. 7:** eine schematische perspektivische Ansicht eines Ausschnitts des Partikels nach **Fig. 6**;

[0077] **Fig. 8:** eine schematische Querschnittansicht eines Ausschnitts des Partikels nach **Fig. 6**;

[0078] **Fig. 9:** eine schematische perspektivische Ansicht von vier Partikeln nach **Fig. 6**, von denen drei miteinander verbunden sind;

[0079] **Fig. 10:** eine schematische Querschnittansicht (rechts) und schematische perspektivische Ansicht (links) zweier Partikel eines vierten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials;

[0080] **Fig. 11:** eine schematische Querschnittansicht zweier miteinander verbundener Partikel des vierten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 10**;

[0081] **Fig. 12:** eine schematische perspektivische Ansicht dreier miteinander verbundener Partikel des vierten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 10** und mehrere Platten eines Knochenersatzmaterials, die mit den Partikeln verbunden werden können;

[0082] **Fig. 13:** eine schematische perspektivische Ansicht zweier verbundener Partikel eines fünften alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials; und

[0083] **Fig. 14:** eine schematische Querschnittansicht der verbundenen Partikel nach **Fig. 13**.

[0084] Die **Fig. 1** und **Fig. 2** zeigen eine schematische perspektivische Ansicht eines Partikels eines erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials und eine schematische Querschnittansicht eines solchen Partikels. **Fig. 3** zeigt dazu eine schematische perspektivische Ansicht eines erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials aus mehreren Partikeln, die in den **Fig. 1** und **Fig. 2** gezeigt sind und die miteinander zu einem offenporigen Körper verbunden sind. Die Partikel bestehen aus einem elastischen biokompatiblen Kunststoff können aber auch aus Edelstahl, Titan, einer Titanlegierung, Tantal, einer Tantallegierung oder aus Kompositen dieser Materialien gefertigt sein. Die Partikel werden mit einem CAM-Verfahren (CAM – Computer-Aided Manufacturing, Deutsch: rechner-unterstützte Fertigung) beziehungsweise einem 3D-Druckverfahren hergestellt, beispielsweise mit selektivem Laserschmelzen SLM (Selective Laser Melting). Andere Rapid-Prototyping-Verfahren beziehungsweise computergestützte generative Herstellungsverfahren können auch zur Herstellung der Partikel verwendet werden, wie beispielsweise Fused Layer Modeling/Manufacturing (FLM), Fused Deposition Modeling (FDM), Laminated Object Modelling (LOM) von Kunststofffolien, Layer Laminated Manufacturing (LLM) von Kunststofffolien, Elektronenstrahlschmelzen (EBM) von Kunststoffen oder Metallen, Multi Jet Modeling (MJM) von Kunststoffen, Selektives Lasersintern (SLS) von Kunststoffen oder Metallen, Stereolithografie (STL oder SLA) von Kunststoffen, Schleif- oder Mehr-Achs-Fräsverfahren oder Digital Light Processing (DLP) von photopolymerisierbaren flüssigen Kunststoffen.

[0085] Die Partikel sind aufgebaut aus einem Kern **1**, der in dem geometrischen Zentrum des Partikels angeordnet ist, sowie vierzehn Stiften **2**, die sich in verschiedene Richtungen radial vom Kern **1** weg erstrecken. An den Stiften **2** sind jeweils zwei Pilze **4** als Verbindungselemente an den ansonsten zylindrischen Stiften **2** angeordnet. Die Pilze **4** sind nach außen (vom Kern **1** weg) abgerundet und bilden Kugelabschnitte. Es sind aber auch andere Abrundungen, wie beispielsweise Ellipsenabschnitte möglich. An der zum Kern **1** hin ausgerichteten Seite bilden die Pilze **4** eine ebene Greiffläche **6**, die zum Verhaken mit anderen Pilzen **4** eingreifender Partikel geeignet sind. Bevorzugt haben die Pilze **4** einen etwas größeren Durchmesser als den in den **Fig. 1** bis **Fig. 3** gezeigten, damit sie leichter ineinandergreifen und verhaken können.

[0086] Um ein erfindungsgemäßes Knochenersatzmaterial zu bilden, liegen die Partikel bevorzugt aneinander anliegend aber nicht miteinander verhakt vor, so dass also die Pilze **4** der Stifte **2** noch nicht ineinander greifen. Zudem können die Partikel mit einer Flüssigkeit gemischt als Schlammung vorliegen. In der Flüssigkeit ist bevorzugt zumindest eine pharmazeutisch wirksame Substanz enthalten, die zur Bekämpfung der Infektion oder zum Anregen des Knochenwachstums geeignet ist. Alternativ oder zusätzlich können die Partikel mit einer solchen pharmazeutisch wirksamen Substanz beschichtet sein.

[0087] Das Knochenersatzmaterial kann geformt werden, indem die Partikel ineinander gedrückt werden. Dadurch verhaken oder rasten die Partikel miteinander und das Knochenersatzmaterial wird in der gewünschten Form verfestigt. Die Partikel verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln verbleiben, so dass der aus den Partikeln geformte Volumenkörper offenporig ist. Die Partikel haben einen Durchmesser von etwa 5 mm, so dass die verbleibenden Poren einen freien Querschnitt im Bereich von etwa 0,5 mm aufweisen. Dieser Querschnitt reicht aus, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Der aus den Partikeln geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0088] Die Partikel sollten fest ineinander gedrückt werden, so dass der Volumenkörper formstabil ist. Die Partikel rasten dabei ineinander dadurch, dass die Pilze **4** die Stifte **2** verbundener Partikel elastisch verformen und durch die elastische Rückstellkraft der Stifte **2** die Pilze **4** benachbarter Partikel zum Kern **1** hin gezogen werden. Es ist auch möglich, dass die Kanten der Pilze **4** die Stifte **2** oder die Pilze **4** benachbarter Partikel in geringem Umfang plastisch

verformen und dadurch eine Rastung der Partikel miteinander erfolgt.

[0089] **Fig. 4** zeigt eine schematische Querschnittsansicht (links) und schematische perspektivische Ansicht (rechts) zweier Partikel eines zweiten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials und **Fig. 5** eine schematische perspektivische Ansicht dreier miteinander verbundener Partikel des zweiten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 4** und die miteinander zu einem offener Körper verbunden sind. Die Partikel bestehen aus Edelstahl, Titan, einer Titanlegierung, Tantal und/oder einer Tantallegierung, können aber auch oder aus Kompositen dieser Materialien oder einem biokompatiblen Kunststoff gefertigt sein. Die Partikel werden mit einem CAM-Verfahren beziehungsweise einem 3D-Druckverfahren hergestellt, beispielsweise mit selektivem Elektronenstrahlschmelzen. Andere Rapid-Prototyping-Verfahren können auch zur Herstellung der Partikel verwendet werden.

[0090] Die Partikel sind aufgebaut aus einem Kern **11**, der in dem geometrischen Zentrum des Partikels angeordnet ist, sowie zweiunddreißig Stiften **12**, die sich in verschiedene Richtungen radial vom Kern **11** weg erstrecken. An den Enden der Stifte **12** ist jeweils ein Pilz **14** als Verbindungselemente an den ansonsten zylindrischen Stiften **12** angeordnet. Die Pilze **14** sind nach außen (vom Kern **11** weg) abgerundet und bilden Kugelabschnitte. Es sind aber auch andere Abrundungen, wie beispielsweise Ellipsenabschnitte möglich. An der zum Kern **11** hin ausgerichteten Seite bilden die Pilze **14** eine ebene Greiffläche **16**, die zum Verhaken mit anderen Pilzen **14** eingreifender Partikel geeignet sind.

[0091] Um ein erfindungsgemäßes Knochenersatzmaterial zu bilden, liegen die Partikel bevorzugt aneinander anliegend aber nicht miteinander verhakt vor, so dass also die Pilze **14** der Stifte **12** noch nicht ineinander greifen. Zudem können die Partikel mit einer Flüssigkeit gemischt als Schlammung vorliegen. In der Flüssigkeit ist bevorzugt zumindest eine pharmazeutisch wirksame Substanz enthalten, die zur Bekämpfung der Infektion oder zum Anregen des Knochenwachstums geeignet ist. Alternativ oder zusätzlich können die Partikel mit einer solchen pharmazeutisch wirksamen Substanz beschichtet sein.

[0092] Das Knochenersatzmaterial kann geformt werden, indem die Partikel ineinander gedrückt werden. Dadurch verhaken oder rasten die Partikel miteinander und das Knochenersatzmaterial wird in der gewünschten Form verfestigt. Die Partikel verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln verbleiben, so dass der aus den Partikeln geformte Volumenkörper offenporig ist. Die Partikel haben einen Durchmesser von etwa 3 mm, so dass

die verbleibenden Poren einen freien Querschnitt im Bereich von etwa 0,3 mm aufweisen. Dieser Querschnitt reicht noch aus, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Der aus den Partikeln geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0093] Die Partikel sollten fest ineinander gedrückt werden, so dass der Volumenkörper formstabil ist. Die Partikel rasten dabei ineinander dadurch, dass die Pilze **14** die Stifte **12** verbundener Partikel elastisch verformen und durch die elastische Rückstellkraft der Stifte **12** die Pilze **14** benachbarter Partikel zum Kern **11** hin gezogen werden. Es ist auch möglich, dass die Kanten der Pilze **14** die Stifte **12** oder die Pilze **14** benachbarter Partikel in geringem Umfang plastisch verformen und dadurch eine Rastung der Partikel miteinander erfolgt.

[0094] Fig. 6 zeigt eine schematische geschnittene Ansicht eines Partikels eines dritten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials, Fig. 7 eine schematische perspektivische Ansicht eines Ausschnitts des Partikels nach Fig. 6, Fig. 8 eine schematische Querschnittsansicht eines Ausschnitts des Partikels nach Fig. 6 und Fig. 9 eine schematische perspektivische Ansicht von vier Partikeln nach Fig. 6, von denen drei miteinander zu einem offenporigen Körper verbunden sind. Die Partikel bestehen aus Tantal oder einer Tantallegierung, können aber auch aus anderen biokompatiblen Metallen oder biokompatiblen Metalllegierungen oder aus einem biokompatiblen Kunststoff gefertigt sein. Die Partikel werden mit einem CAM-Verfahren beziehungsweise einem 3D-Druckverfahren hergestellt, beispielsweise mit selektivem Elektronenstrahlschmelzen. Andere Rapid-Prototyping-Verfahren können auch zur Herstellung der Partikel verwendet werden.

[0095] Die Partikel sind aufgebaut aus einem Kern **21**, der in dem geometrischen Zentrum des Partikels angeordnet ist, sowie zweiunddreißig Stiften **22**, die sich in verschiedene Richtungen radial vom Kern **21** weg erstrecken. An den Enden der Stifte **22** ist eine Gruppe von vier Haken **25** als Verbindungselemente an den ansonsten zylindrischen Stiften **22** angeordnet. Die Haken **25** sind nach außen (vom Kern **21** weg) kugelförmig abgerundet geformt. Es sind auch andere Abrundungen, wie beispielsweise Ellipsenabschnitte möglich. An der zum Kern **21** hin ausgerichteten Seite haben die Haken **25** Hinterschnitte, die zum Verhaken mit anderen Haken **25** eingreifender Partikel geeignet sind.

[0096] Um ein erfindungsgemäßes Knochenersatzmaterial zu bilden, liegen die Partikel bevorzugt aneinander anliegend aber nicht miteinander verhakt vor, so dass also die Haken **25** der Stifte **22** noch

nicht ineinander greifen. Zudem können die Partikel mit einer Flüssigkeit gemischt als Schlammung vorliegen. In der Flüssigkeit ist bevorzugt zumindest eine pharmazeutisch wirksame Substanz enthalten, die zur Bekämpfung der Infektion oder zum Anregen des Knochenwachstums geeignet ist. Alternativ oder zusätzlich können die Partikel mit einer solchen pharmazeutisch wirksamen Substanz beschichtet sein.

[0097] Das Knochenersatzmaterial kann geformt werden, indem die Partikel ineinander gedrückt werden. Dadurch verhaken oder rasten die Partikel miteinander und das Knochenersatzmaterial wird so in der gewünschten Form verfestigt. Die Partikel verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln verbleiben, so dass der aus den Partikeln geformte Volumenkörper offenporig ist. Die Partikel haben einen Durchmesser von etwa 8 mm, so dass die verbleibenden Poren einen freien Querschnitt im Bereich von etwa 0,8 mm aufweisen. Dieser Querschnitt reicht noch aus, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Zur Förderung der Osteokonduktivität kann die Oberfläche der Partikel mit einer das Knochenwachstum fördernden Substanz beschichtet sein. Der aus den Partikeln geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0098] Die Partikel sollten fest ineinander gedrückt werden, so dass der Volumenkörper formstabil ist. Die Partikel rasten dabei ineinander dadurch, dass die Haken **25** zwischen die Haken **25** verbundener Partikel gleiten oder die Stifte **22** verbundener Partikel elastisch verformen und durch die elastische Rückstellkraft der Stifte **22** und der Haken **25** die Haken **25** benachbarter Partikel zum Kern **21** hin gezogen werden. Es ist auch möglich, dass Kanten, Ecken oder Spitzen (nicht gezeigt) der Haken **25** die Stifte **22** oder die Haken **25** benachbarter Partikel in geringem Umfang plastisch verformen und dadurch eine Rastung der Partikel miteinander erfolgt.

[0099] Fig. 10 zeigt eine schematische Querschnittsansicht (rechts) und schematische perspektivische Ansicht (links) zweier Partikel eines vierten alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials. Fig. 11 zeigt eine schematische Querschnittsansicht zweier miteinander verbundener Partikel des vierten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach Fig. 10. Die Partikel bestehen aus Tantal oder einer Tantallegierung, können aber auch aus anderen biokompatiblen Metallen oder biokompatiblen Metalllegierungen oder aus einem biokompatiblen Kunststoff gefertigt sein. Die Partikel werden mit einem CAM-Verfahren beziehungsweise einem 3D-Druckverfahren hergestellt. Alle geeigneten Rapid-

Prototyping-Verfahren können auch zur Herstellung der Partikel verwendet werden.

[0100] Die Partikel sind aufgebaut aus einem Kern **31**, der in dem geometrischen Zentrum des Partikels angeordnet ist, sowie zweiundzwanzig Stiften **32**, die sich in verschiedene Richtungen radial vom Kern **31** weg erstrecken. An den Enden der Stifte **32** sind entweder Pilze **34** oder eine Gruppe von jeweils vier Haken **35** als Verbindungselemente an den ansonsten zylindrischen Stiften **32** angeordnet. Die Pilze **34** und die Haken **35** sind nach außen (vom Kern **31** weg) kugelförmig abgerundet geformt. Es sind auch andere Abrundungen, wie beispielsweise Ellipsenabschnitte möglich. An der zum Kern **31** hin ausgerichteten Seite haben die Pilze **34** Hinterschnitte **37**. Ebenso weisen die Haken **35** Hinterschnitte auf. Die Hinterschnitte **37** der Pilze **34** und die Hinterschnitte der Haken **35** sind zum Verhaken mit anderen Pilzen **34** und Haken **35** eingreifender Partikel geeignet.

[0101] Um ein erfindungsgemäßes Knochenersatzmaterial zu bilden, liegen die Partikel bevorzugt aneinander anliegend aber nicht miteinander verhakt vor, so dass also die Pilze **34** und Haken **35** der Stifte **32** noch nicht ineinander greifen. Zudem können die Partikel mit einer Flüssigkeit gemischt als Schlammung vorliegen. In der Flüssigkeit ist bevorzugt zumindest eine pharmazeutisch wirksame Substanz enthalten, die zur Bekämpfung der Infektion oder zum Anregen des Knochenwachstums geeignet ist. Alternativ oder zusätzlich können die Partikel mit einer solchen pharmazeutisch wirksamen Substanz beschichtet sein.

[0102] Das Knochenersatzmaterial kann geformt werden, indem die Partikel ineinander gedrückt werden. Dadurch verhaken oder rasten die Partikel miteinander, so wie das in der schematischen Querschnittansicht nach **Fig. 11** gezeigt ist. Die Haken **35** greifen dabei beispielsweise in die Hinterschnitte **37** der Pilze **34** ein. Um in diese Position zu gelangen, müssen die Stifte **32** elastisch zur Seite gebogen werden, indem ein mechanischer Druck auf die zu verbindenden Partikel ausgeübt wird. Beim elastischen Rückstellen der Stifte **32** werden die Haken **35** in die Hinterschnitte **37** der benachbarten Pilze **34** und/oder in die Hinterschnitte der benachbarten Haken **35** gedrückt. Bei der Ausführung nach den **Fig. 10** und **Fig. 11** sind die Längen und Durchmesser der Stifte **32** sowie die Form der Haken **35** und Pilze **34** derart aufeinander abgestimmt, dass die äußere Wölbung der Haken **35** gerade eine leichte elastische Deformation der Stifte **32** bewirkt, wenn die Spitzen der Haken **35** am Boden der Hinterschnitte **37** der verbundenen Pilze **34** und Haken **35** anliegen. Hierdurch wird eine Rastung der Haken **35** mit den Pilzen **34** erreicht, da die Haken **35** beziehungsweise die Pilze **34** nicht ohne Kraftaufwand (also nicht ohne weitere elastische Verformung der Stifte **32**) tiefer ineinander

geschoben werden können. Dies ist bei einer mehrfachen Verhakung beziehungsweise Rastung der Partikel durch mehrere Pilze **34** und/oder Haken **35** eines Partikels und/oder mehrerer Partikel mit einem anderen Partikel nicht mehr möglich. Das Knochenersatzmaterial wird dadurch in der gewünschten Form verfestigt. Diese Art der Verbindung der Partikel ist in ähnlicher Form auf die anderen Ausführungsbeispiele nach den **Fig. 1** bis **Fig. 9** übertragbar.

[0103] Die Partikel verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln verbleiben, so dass der aus den Partikeln geformte und verfestigte Volumenkörper offenporig ist. Die Partikel haben einen Durchmesser von etwa 6 mm, so dass die verbleibenden Poren einen freien Querschnitt im Bereich von etwa 0,6 mm aufweisen. Dieser Querschnitt reicht noch aus, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Zur Förderung der Osteokonduktivität kann die Oberfläche der Partikel mit einer das Knochenwachstum fördernden Substanz beschichtet sein. Der aus den Partikeln geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0104] Die Partikel sollten fest ineinander gedrückt werden, so dass der Volumenkörper formstabil ist. Die Partikel rasten dabei dadurch ineinander, dass die Pilze **34** und Haken **35** zwischen die Pilze **34** und Haken **35** verbundener Partikel gleiten und dabei die Stifte **32** verbundener Partikel elastisch verformen. Durch die elastische Rückstellkraft der Stifte **32** können die Pilze **34** und Haken **35** in die Hinterschnitte **37** anderer Pilze **34** und Haken **35** benachbarter Partikel gezogen werden. Es ist auch möglich, dass Kanten, Ecken oder Spitzen (nicht gezeigt) der Haken **35** oder die Kanten der Pilze **34** die Stifte **32** oder die Pilze **34** oder Haken **35** benachbarter Partikel in geringem Umfang plastisch verformen und dadurch eine Rastung der Partikel miteinander erfolgt.

[0105] **Fig. 12** zeigt eine schematische perspektivische Ansicht dreier miteinander verbundener Partikel des vierten erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 10** und mehrere Platten eines Knochenersatzmaterials, die mit den Partikeln verbunden werden können. Die Platten weisen ein tragendes Flächengebilde **41** mit einer Vielzahl von Durchbrechungen auf, wobei zwischen den Durchbrechungen Stifte **42** auf dem Flächengebilde **41** angeordnet sind, die in Pilzen **44** oder in Gruppen von jeweils vier Haken **45** als Verbindungselemente **44**, **45** enden. Die Stifte **42** mit den Pilzen **44** oder den Haken **45** sind analog den Stiften **32** mit den Pilzen **34** und Haken **35** der Partikel aufgebaut und weisen demzufolge umlaufende Nuten **47** und Hinterschnitte auf. Im Unterschied zu den Stiften **32** der Partikel erstrecken

sich die Stifte **42** nicht radial von einem Kern **31** sondern senkrecht von dem Flächegebilde **41**. Die Platten können dabei Stifte **42** auf beiden Seiten des Flächegebildes **41** aufweisen oder nur auf einer Seite des Flächegebildes **41**.

[0106] Die Platten können alternativ auch andere Stifte und Verbindungselemente aufweisen, wie die zu den Partikeln der **Fig. 1** bis **Fig. 9** beschrieben. Bevorzugt werden die Stifte und Verbindungselemente der Platten auf die Stifte und Verbindungselemente der Partikel abgestimmt, damit eine gleichmäßige Stabilität erreicht werden kann. Die Materialien, aus denen die Platten hergestellt werden, können die gleichen sein, wie die der Partikel, ebenso können die gleichen Herstellungsverfahren verwendet werden. Die Platten sind aufgrund der Größe (Dicke etwa 1 mm bis 10 mm) verformbar und an die zu behandelnde Knochenoberfläche anpassbar.

[0107] Die Platten können über Befestigungsmittel (nicht gezeigt) in Form von Spitzen oder Schrauben mit dem Knochen eines Patienten verbunden werden. Anschließend werden weitere Platten oder auf den Platten die Partikel eines erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials befestigt werden. Die Partikel und die Platten verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln und Platten verbleiben, so dass der aus den Partikeln und Platten geformte und verfestigte Volumenkörper offenporig ist. Die freien Querschnitte der offenporigen Struktur muss noch ausreichen, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der aus den Platten und Partikeln geformte Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Zur Förderung der Osteokonduktivität kann die Oberfläche der Platten mit einer das Knochenwachstum fördernden Substanz beschichtet sein. Der aus den Partikeln und Platten geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0108] **Fig. 13** zeigt eine schematische perspektivische Ansicht zweier Partikel eines fünften alternativen erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials. **Fig. 14** zeigt eine schematische Querschnittansicht der verbundenen Partikel des fünften erfindungsgemäßen Knochenersatzmaterials nach **Fig. 13**. Die Partikel bestehen aus Tantal oder einer Tantallegierung oder einem anderen biokompatiblen Metall oder einer anderen biokompatiblen Metalllegierung, können aber auch aus einem biokompatiblen Kunststoff gefertigt sein. Die Partikel werden mit einem CAM-Verfahren beziehungsweise einem 3D-Druckverfahren hergestellt. Alle geeigneten Rapid-Prototyping-Verfahren können auch zur Herstellung der Partikel verwendet werden.

[0109] Die Partikel sind aufgebaut aus einem Kern **51**, der in dem geometrischen Zentrum des Partikels angeordnet ist, sowie zwanzig Stiften **52**, die sich in verschiedene Richtungen radial vom Kern **51** weg erstrecken. Der Partikel hat ikosaedrische Symmetrie, so dass die Enden der Stifte **52** auf einer Kugeloberfläche um das Zentrum des Kerns **51** angeordnet sind. An den Enden der Stifte **52** sind Pilze **54** als Verbindungselemente an den Stiften **52** angeordnet. Unterhalb der Pilze **54** weisen die Stifte **52** eine Umlaufende Nut **57** als zusätzliches Verbindungsmittel **57** auf. Die Stifte **52** sind bis auf die Pilze **54** und die Nut **57** zylindrisch. Die Pilze **54** sind nach außen (vom Kern **51** weg) kugelförmig abgerundet geformt. Es sind auch andere Abrundungen, wie beispielsweise Ellipsenabschnitte möglich. Die Nut **57** der Pilze **54** sind zum Rasten mit anderen Pilzen **54** eingreifender Partikel geeignet. Die Pilze **54** bilden so Rastmittel **54** und die Nuten **57** bilden Gegenrastmittel **57**, die miteinander rasten, wenn die Partikel ineinander gepresst werden.

[0110] Um ein erfindungsgemäßes Knochenersatzmaterial zu bilden, liegen die Partikel bevorzugt aneinander anliegend aber nicht miteinander verbunden vor, so dass also die Pilze **54** und Nuten **57** der Stifte **52** noch nicht ineinander greifen. Zudem können die Partikel mit einer Flüssigkeit gemischt als Schlammung vorliegen. In der Flüssigkeit ist bevorzugt zumindest eine pharmazeutisch wirksame Substanz enthalten, die zur Bekämpfung der Infektion oder zum Anregen des Knochenwachstums geeignet ist. Alternativ oder zusätzlich können die Partikel mit einer solchen pharmazeutisch wirksamen Substanz beschichtet sein.

[0111] Das Knochenersatzmaterial kann geformt werden, indem die Partikel ineinander gedrückt werden. Dadurch rasten die Partikel miteinander, so wie das in den **Fig. 13** und **Fig. 14** gezeigt ist und in der schematischen Querschnittansicht nach **Fig. 14** gut zu erkennen ist. Die Ränder der Pilze **54** greifen dabei in die Nuten **57** der Stifte **52** ein. Um in diese Position zu gelangen, müssen die Stifte **52** elastisch zur Seite gebogen werden, indem ein mechanischer Druck auf die zu verbindenden Partikel ausgeübt wird. Beim elastischen Rückstellen der Stifte **52** werden die Pilze **54** in die Nuten **57** der benachbarten Pilze **54** gedrückt. Bei der Ausführung nach den **Fig. 13** und **Fig. 14** sind die Längen und Durchmesser der Stifte **52** sowie die Form der Nuten **57** und Pilze **54** derart aufeinander abgestimmt, dass die äußere Wölbung der Pilze **54** genau in die Nuten **57** der Stifte **52** passt. Hierdurch wird eine Rastung der Pilze **54** mit den Nuten **57** erreicht, da die Pilze **54** nicht ohne Kraftaufwand (also nicht ohne weitere elastische Verformung der Stifte **52**) tiefer ineinander geschoben werden können. Dies ist bei einer mehrfachen Rastung der Partikel durch mehrere Pilze **54** und Nuten **57** eines Partikels und/oder mehrerer Partikel mit ei-

nem anderen Partikel nicht mehr ohne weiteres möglich Das Knochenersatzmaterial wird dadurch in der gewünschten Form verfestigt. Diese Art der Verbindung der Partikel ist in ähnlicher Form auf die anderen Ausführungsbeispiele nach den **Fig. 1 bis Fig. 11** übertragbar.

45
47
54
57

Haken / Verbindungselement
Nut
Pilz / Verbindungsmittel / Rastmittel
Nut / Gegenrastmittel

[0112] Die Partikel verbinden sich dabei untereinander in der Art, dass freie Zwischenräume zwischen den miteinander verbundenen Partikeln verbleiben, so dass der aus den Partikeln geformte und verfestigte Volumenkörper offenporig ist. Die Partikel haben einen Durchmesser von etwa 5 mm, so dass die verbleibenden Poren einen freien Querschnitt im Bereich von etwa 0,5 mm aufweisen. Dieser Querschnitt reicht noch aus, damit sich in den Poren Knochenmaterial ausbilden beziehungsweise einwachsen kann. Der Körper mit seinen offenen Poren kann also als osteokonduktiv bezeichnet werden. Zur Förderung der Osteokonduktivität kann die Oberfläche der Partikel mit einer das Knochenwachstum fördernden Substanz beschichtet sein. Der aus den Partikeln geformte Volumenkörper ist daher als Knochenersatzmaterial gut geeignet.

[0113] Die Partikel sollten fest ineinander gedrückt werden, so dass der Volumenkörper formstabil ist. Die Partikel rasten dabei dadurch ineinander, dass die Pilze **54** zwischen die Pilze **54** verbundener Partikel gleiten und dabei die Stifte **52** verbundener Partikel elastisch verformen. Durch die elastische Rückstellkraft der Stifte **52** können die Pilze **54** in die Nuten **57** anderer Stifte **52** benachbarter Partikel gezogen werden. Es ist auch möglich, dass Kanten der Pilze **54** die Stifte **52** benachbarter Partikel in geringem Umfang plastisch verformen und dadurch eine Rastung der Partikel miteinander erfolgt.

[0114] Die in der voranstehenden Beschreibung, sowie den Ansprüchen, Figuren und Ausführungsbeispielen offenbarten Merkmale der Erfindung können sowohl einzeln, als auch in jeder beliebigen Kombination für die Verwirklichung der Erfindung in ihren verschiedenen Ausführungsformen wesentlich sein.

Bezugszeichenliste

1, 11, 21, 31, 51	Kern
2, 12, 22, 32, 52	Stift
4, 14, 34	Pilz / Verbindungselement
6, 16	Greiffläche
25, 35	Haken / Verbindungselement
37	Hinterschnitt
41	Flächengebilde
42	Stift
44	Pilz / Verbindungselement

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

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

Zitierte Patentliteratur

- WO 2013/074909 A1 [0003]
- CH 295638 A [0065]
- DE 1610318 A1 [0065]
- DE 1625396 A1 [0065]
- US 5077870 A [0065]
- US 4290174 A [0065]
- DE 102004048464 A1 [0066]
- DE 102006015100 A1 [0066]
- DE 102006015145 A1 [0066]
- DE 102006015148 A1 [0066]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- J. M. Rueger: Knochenersatzmittel, Orthopäde 27 (1998) 72–79. [0003]

Patentansprüche

1. Partikuläres alloplastisches Knochenersatzmaterial aufweisend eine Vielzahl von Partikeln, wobei die Partikel einen Kern (1, 11, 21, 31, 51) und mindestens sechs sich vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstreckende Stifte (2, 12, 22, 32, 52) aufweisen, wobei die Stifte (2, 12, 22, 32, 52) jeweils mindestens ein Verbindungselement (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) aufweisen und wobei die Stifte (2, 12, 22, 32, 52) elastisch verformbar sind, so dass durch Zusammenpressen mehrerer Partikel die Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) verschiedener Partikel miteinander verhaken und/oder rasten und die miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikel einen offenporigen Körper aus miteinander verhakten und/oder gerasteten Partikeln bilden.

2. Knochenersatzmaterial nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) Pilze (4, 14, 34, 54), Haken (25, 35), Schlaufen, Hinterschnitte (37) und/oder Rastelemente (54, 57) sind, vorzugsweise Pilze (4, 14, 34, 54), Haken (25, 35), Schlaufen, Hinterschnitte (37), Rastmittel (54) und/oder Gegenrastmittel (57) sind.

3. Knochenersatzmaterial nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel sphärisch sind.

4. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stifte (2, 12, 22, 32, 52) der Partikel sich radial vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstrecken.

5. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) an der Mantelfläche der Stifte (2, 12, 22, 32, 52) ausgebildet sind.

6. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die ineinander gepressten Partikel irreversibel miteinander verhaken und/oder rasten.

7. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel einen maximalen Querschnitt von höchstens 10 mm aufweisen, bevorzugt einen maximalen Querschnitt zwischen 0,5 mm und 10 mm aufweisen, besonders bevorzugt einen maximalen Querschnitt zwischen 1 mm und 4 mm aufweisen.

8. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel mit einem generativen 3D-Druckverfahren hergestellt werden.

9. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zumindest eines der zumindest einen Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) pro Stift (2, 12, 22, 32, 52) stumpf-kegelförmig ausgebildet ist, wobei die Längsachsen der Stifte (2, 12, 22, 32, 52) die Längsachsen der Kegel bilden und wobei der Mantel der Kegel nach der zum Kern (1, 11, 21, 31, 51) abgewandten Außenseite gerichtet ist.

10. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zumindest eines der zumindest einen Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) pro Stift (2, 12, 22, 32, 52) als Haken (25, 35) oder als Pilzkopf (4, 14, 34, 54) ausgebildet ist.

11. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stifte (2, 12, 22, 32, 52) zwischen dem Kern (1, 11, 21, 31, 51) und zumindest einem der zumindest einen Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54) eine umlaufende Nut (57) als zusätzliches Verbindungselement (57) enthalten, in welche Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54) anderer Partikel einhaken oder einrasten können, bevorzugt derart einrasten, dass keine weitere Bewegung der Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) entlang der Stifte (2, 12, 22, 32, 52) möglich ist.

12. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwei Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) hintereinander auf der Mantelfläche der Stifte (2, 12, 22, 32, 52) angeordnet sind, besonders bevorzugt drei Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) hintereinander auf der Mantelfläche der Stifte (2, 12, 22, 32, 52) angeordnet sind.

13. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel kugelförmig, bohnenförmig, quaderförmig, würfelförmig und/oder polyedrisch ausgebildet sind, vorzugsweise mit kubischer, oktaedrischer, dodekaedrischer, ikosaedrischer und/oder trikontaedrischer Symmetrie ausgebildet sind.

14. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel einen maximalen Querschnitt von größer 1 mm, bevorzugt einen maximalen Querschnitt von größer 2 mm und besonders bevorzugt einen maximalen Querschnitt von größer 3 mm aufweisen.

15. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel aus biokompatiblen Kunststoff, Edelstahl, Titan, einer Titanlegierung, Tantal, einer

Tantallegierung oder aus Kompositen dieser Materialien gebildet sind.

16. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass benachbarte Stifte (2, 12, 22, 32, 52) eines Partikels einen derartigen Abstand zueinander aufweisen, dass nach einer elastischer Deformation aufgrund einer Verhakung und/oder Rastung mit einem Verbindungselement (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) eines anderen Partikels die Stifte (2, 12, 22, 32, 52) des Partikels mindestens zwei Verhakungen und/oder Rastungen mit zwei weiteren Partikeln ermöglichen, bevorzugt mindestens drei Verhakungen und/oder Rastungen mit drei weiteren Partikeln ermöglichen, ganz besonders bevorzugt mehr als drei Verhakungen und/oder Rastungen mit mehr als drei weiteren Partikeln ermöglichen.

17. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel in einer wässrigen oder nichtwässrigen Lösung von biokompatiblen Polymeren und/oder Oligomeren suspendiert sind und mit der Lösung eine pastöse Masse bilden.

18. Knochenersatzmaterial nach einem der Ansprüche 1 bis 16, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel in einer bei Raumtemperatur hydrophoben, niedermolekularen Flüssigkeit suspendiert sind und mit der Flüssigkeit eine pastöse Masse bilden.

19. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel mit anorganischem oder organischem partikulärem Knochenersatzmaterial und/oder autologer oder auch allogener Spongiosa vermischt sind.

20. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel in einer biokompatiblen Flüssigkeit suspendiert sind, die einen oder mehrere pharmazeutischen Wirkstoffe enthält, wobei der oder die pharmazeutischen Wirkstoffe in der Flüssigkeit suspendiert und/oder gelöst sind.

21. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel mit einem oder mehreren pharmazeutischen Wirkstoffen aus den Gruppen der Antibiotika, der Bisphosphonate, der Steroide, der nichtsteroidalen Entzündungshemmer, der Wachstumsfaktoren und der Cytostatika beschichtet sind.

22. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel mindestens vierzehn sich vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstreckende Stifte (2, 12, 22, 32, 52) aufweisen, bevorzugt mindestens zwanzig sich

vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstreckende Stifte (2, 12, 22, 32, 52) aufweisen, besonders bevorzugt zwischen zwanzig und fünfzig sich vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstreckende Stifte (2, 12, 22, 32, 52) aufweisen, ganz besonders bevorzugt zwischen dreißig und vierzig sich vom Kern (1, 11, 21, 31, 51) erstreckende Stifte (2, 12, 22, 32, 52) aufweisen.

23. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Poren des aus den Partikeln gebildeten offenporigen Körpers interkonnektierend und osteokonduktiv sind, wobei vorzugsweise die Poren einen freien Querschnitt zwischen 0,1 mm und 1 mm aufweisen, besonders bevorzugt zwischen 0,25 mm und 0,9 mm.

24. Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Knochenersatzmaterial neben den Partikeln zusätzlich zumindest eine Platte aufweist, wobei die zumindest eine Platte ein Flächengebilde (41) aufweist und eine Mehrzahl von sich aus dem Flächengebilde (41) der zumindest einen Platte heraus erstreckende Stifte (42) aufweist, wobei die Stifte (42) jeweils mindestens ein Verbindungselement (44, 45) aufweisen, das analog der Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) der Partikel ausgebildet ist, so dass die Partikel mit der zumindest einen Platte durch Aufeinanderpressen die Verbindungselemente verschiedener Platten und Partikel miteinander verhaken und/oder rasten und die miteinander verhakten und/oder gerasteten Platten und Partikel einen offenporigen Körper aus miteinander verhakten und/oder gerasteten Platten und Partikeln bilden.

25. Verfahren zum Formen eines Körpers aus einem partikulären alloplastischen Knochenersatzmaterial nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem die Partikel gegeneinander gedrückt werden, wobei die Partikel dadurch miteinander verhaken und/oder rasten und einen offenporigen Körper ausbilden.

26. Verfahren nach Anspruch 25, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel in Kontakt miteinander gebracht werden, bevor sie gegeneinander gedrückt werden.

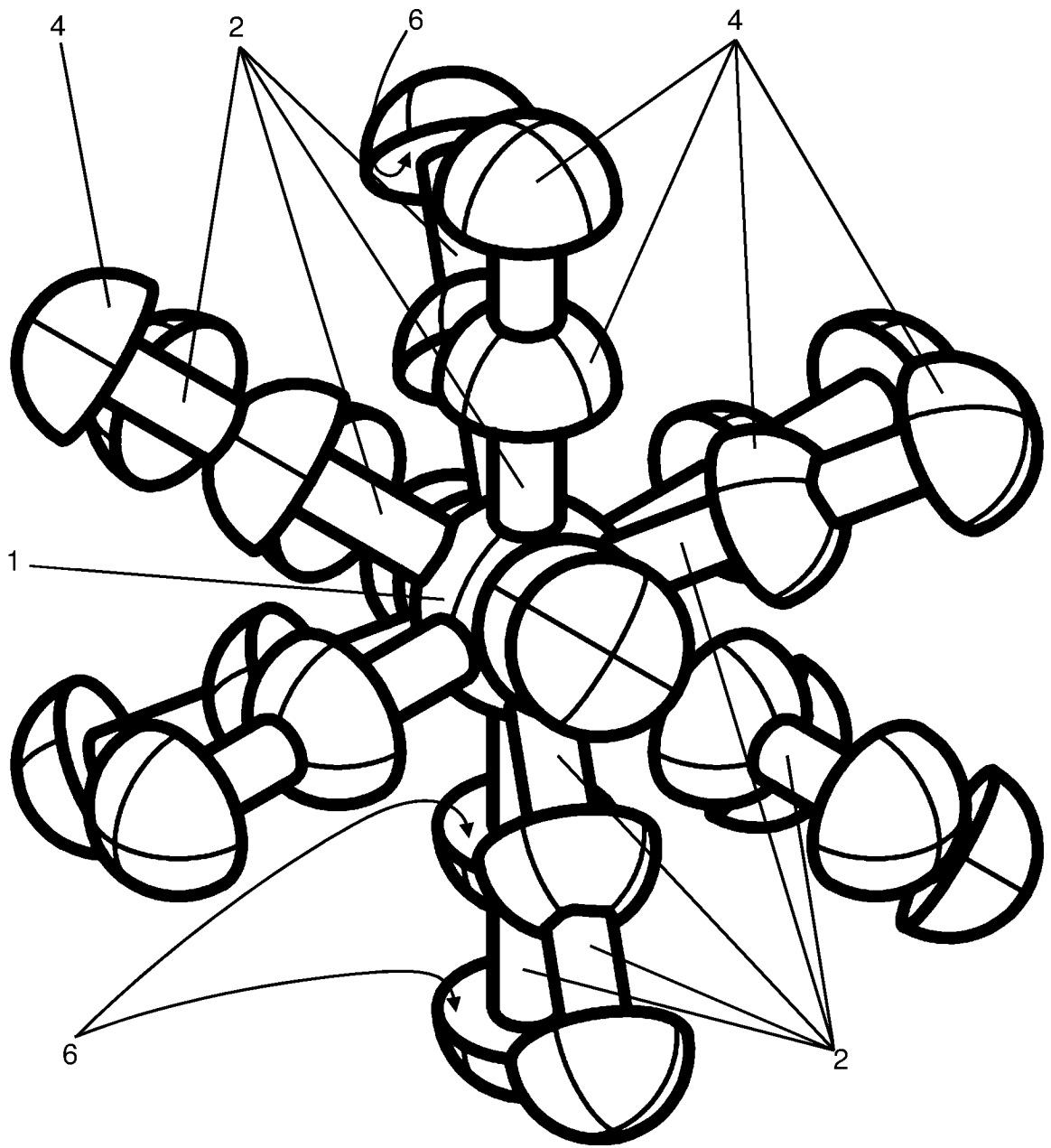
27. Verfahren nach Anspruch 25 oder 26, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel mit einem porösen Volumenkörper eines zweiten Knochenersatzmaterials verbunden werden, indem die Verbindungselemente (4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57) mit den Poren des zweiten Knochenersatzmaterials rasten und/oder verhaken, und/oder die Partikel mit einem flächigen dritten Knochenersatzmaterial verbunden werden, das eine Vielzahl von Stiften (42) mit Verbindungselementen (44, 45) aufweist, wobei bevorzugt die Stifte (42) und die Verbindungselemen-

te (**44, 45**) des flächigen dritten Knochenersatzmaterials die Merkmale der Stifte (**2, 12, 22, 32, 52**) und Verbindungselemente (**4, 14, 25, 34, 35, 37, 54, 57**) der Partikel des Knochenersatzmaterials nach einem der Ansprüche 1 bis 23 aufweisen.

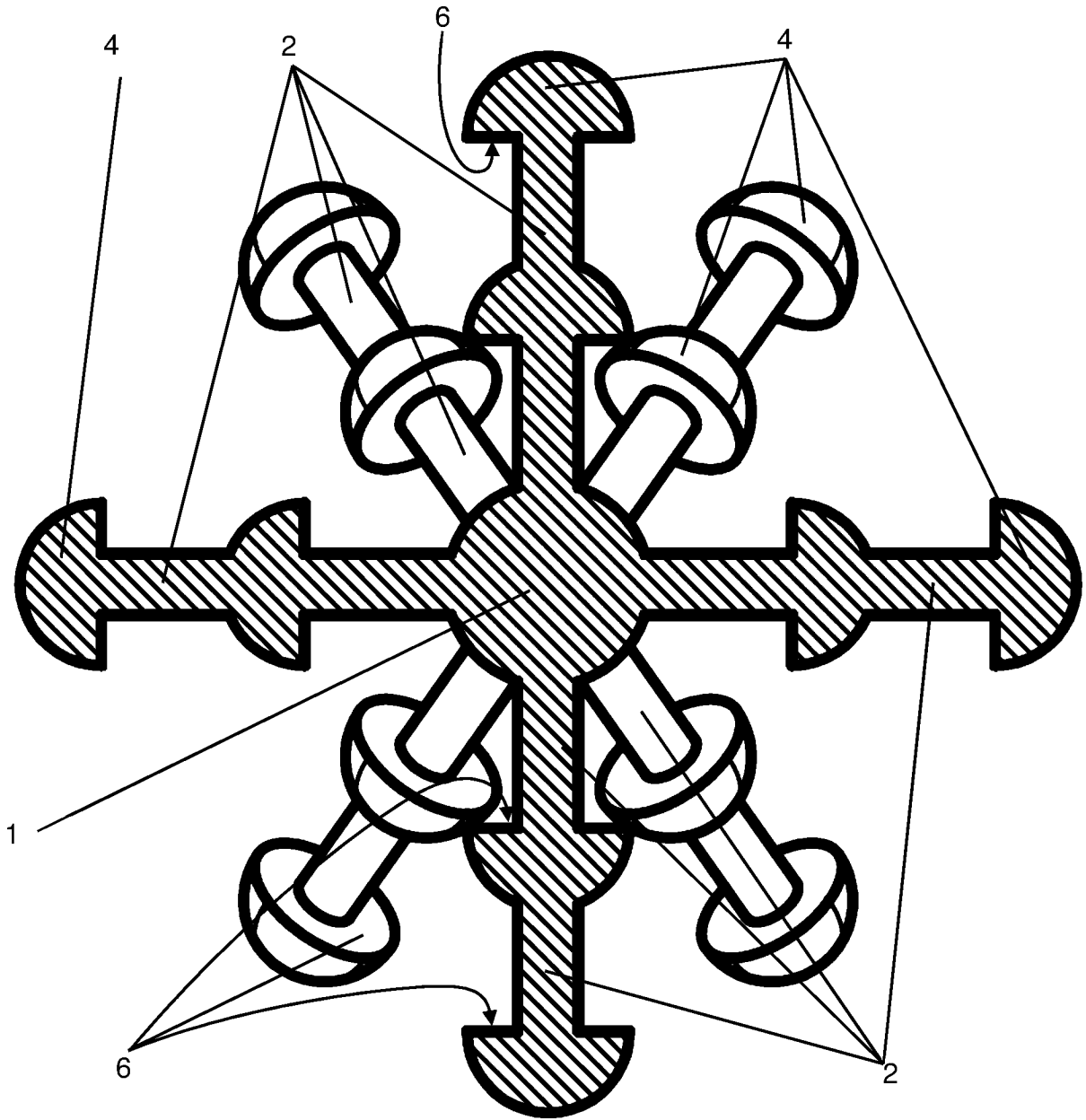
28. Verwendung des partikulären alloplastischen Knochenersatzmaterials nach einem der Ansprüche 1 bis 24 als Implantatmaterial in der Unfallchirurgie, Orthopädie oder in der Veterinärmedizin.

Es folgen 14 Seiten Zeichnungen

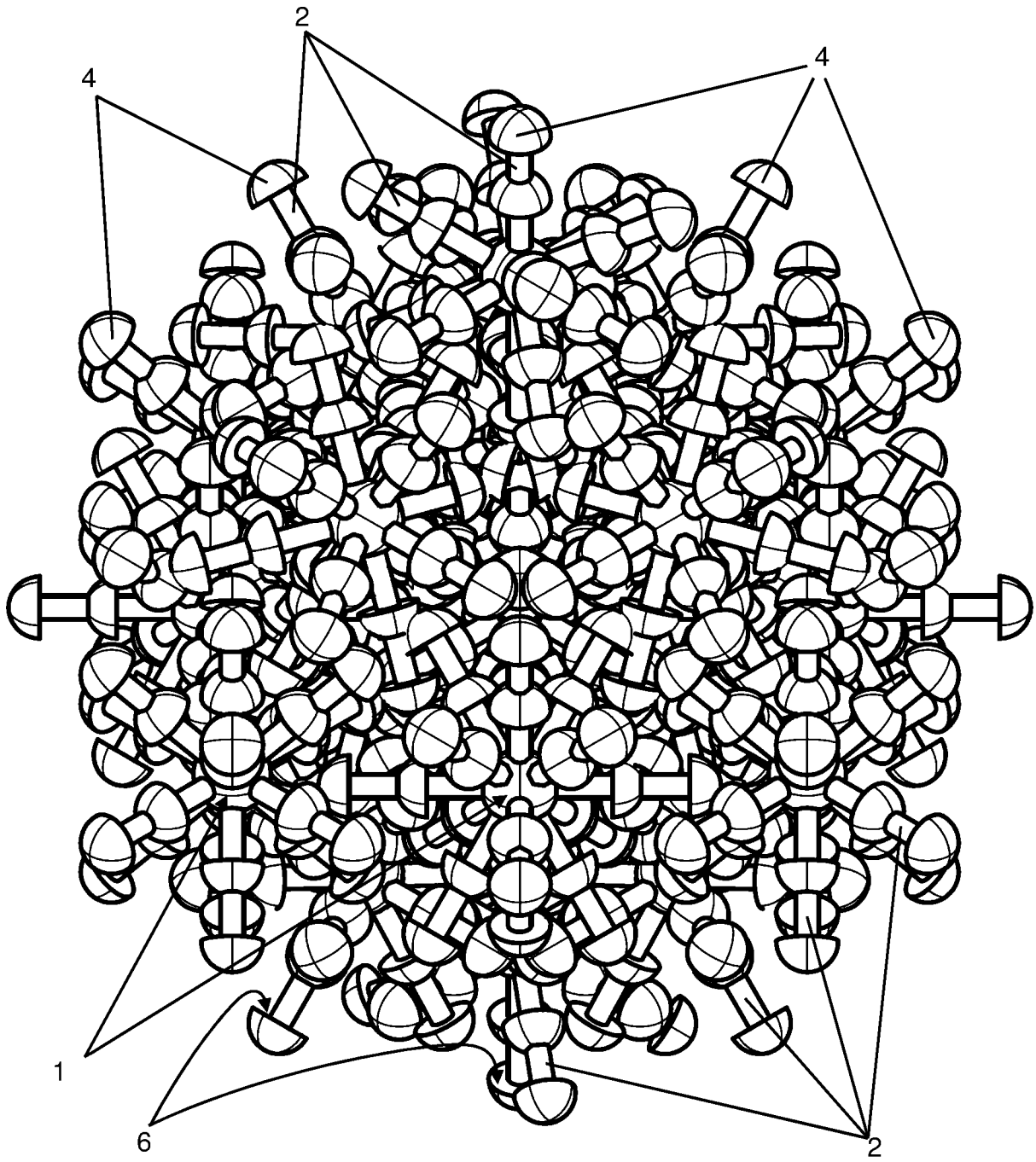
Anhängende Zeichnungen



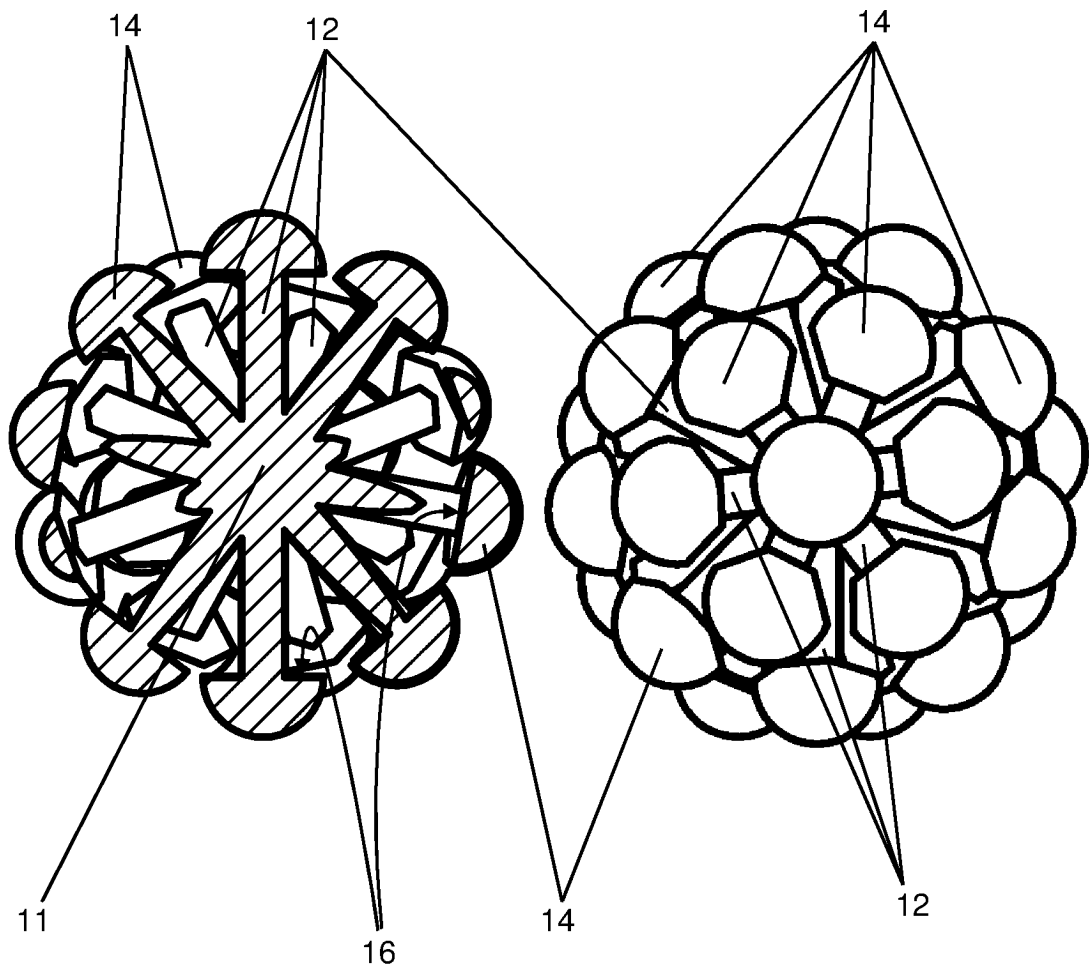
Figur 1



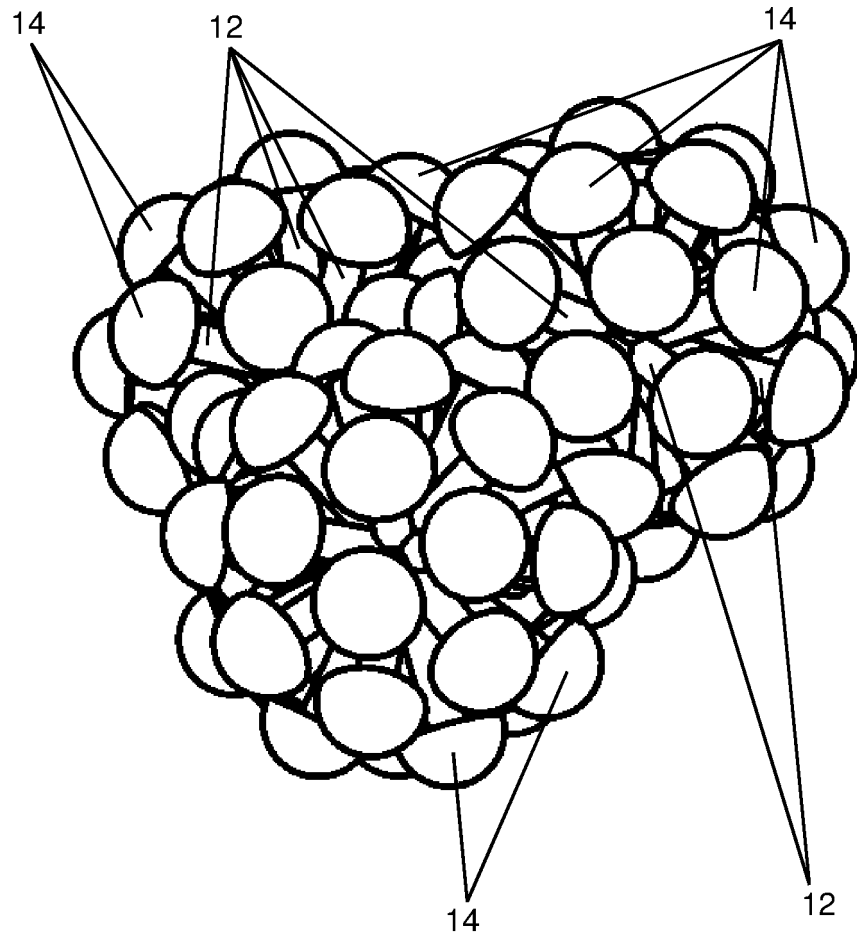
Figur 2



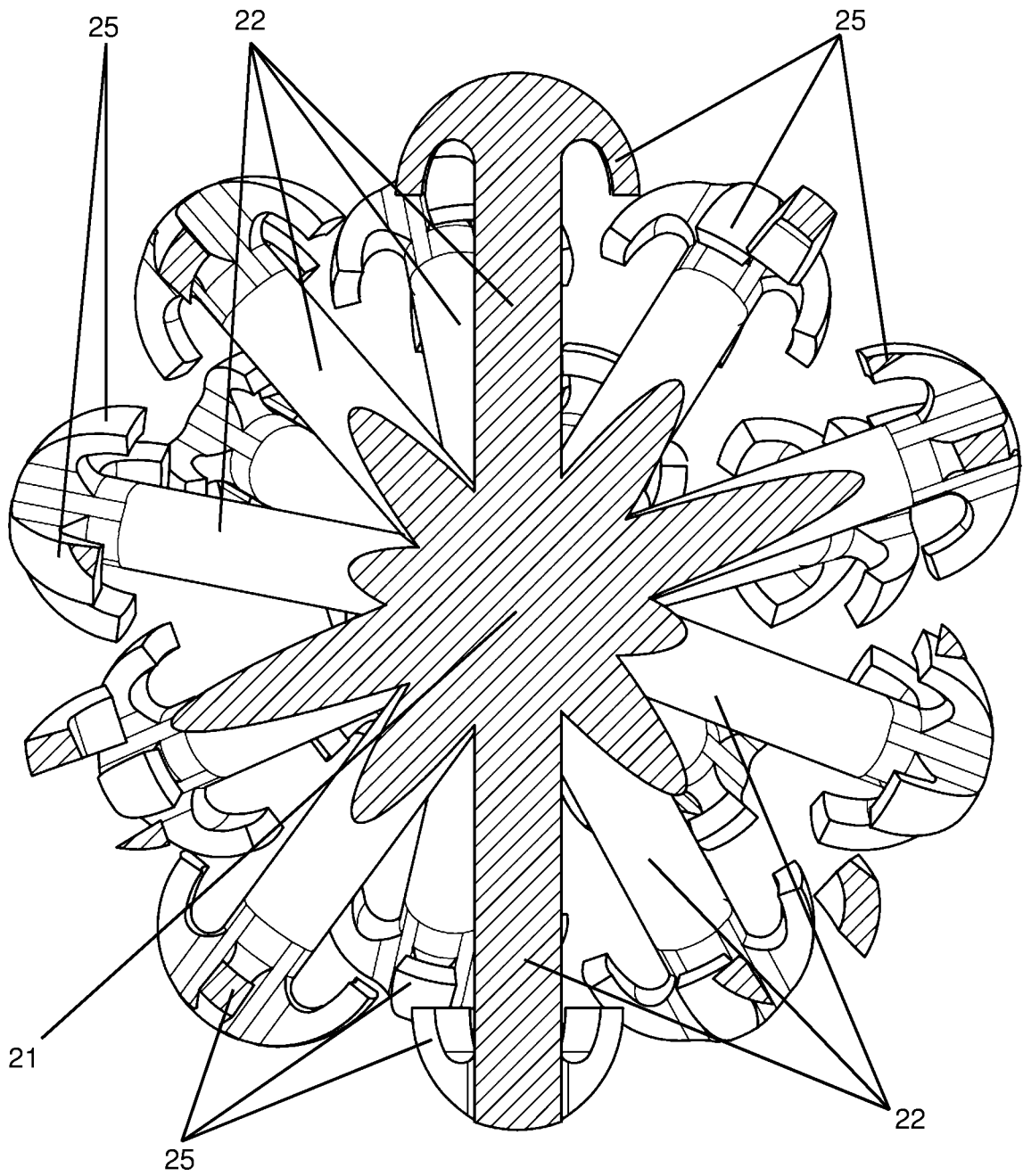
Figur 3



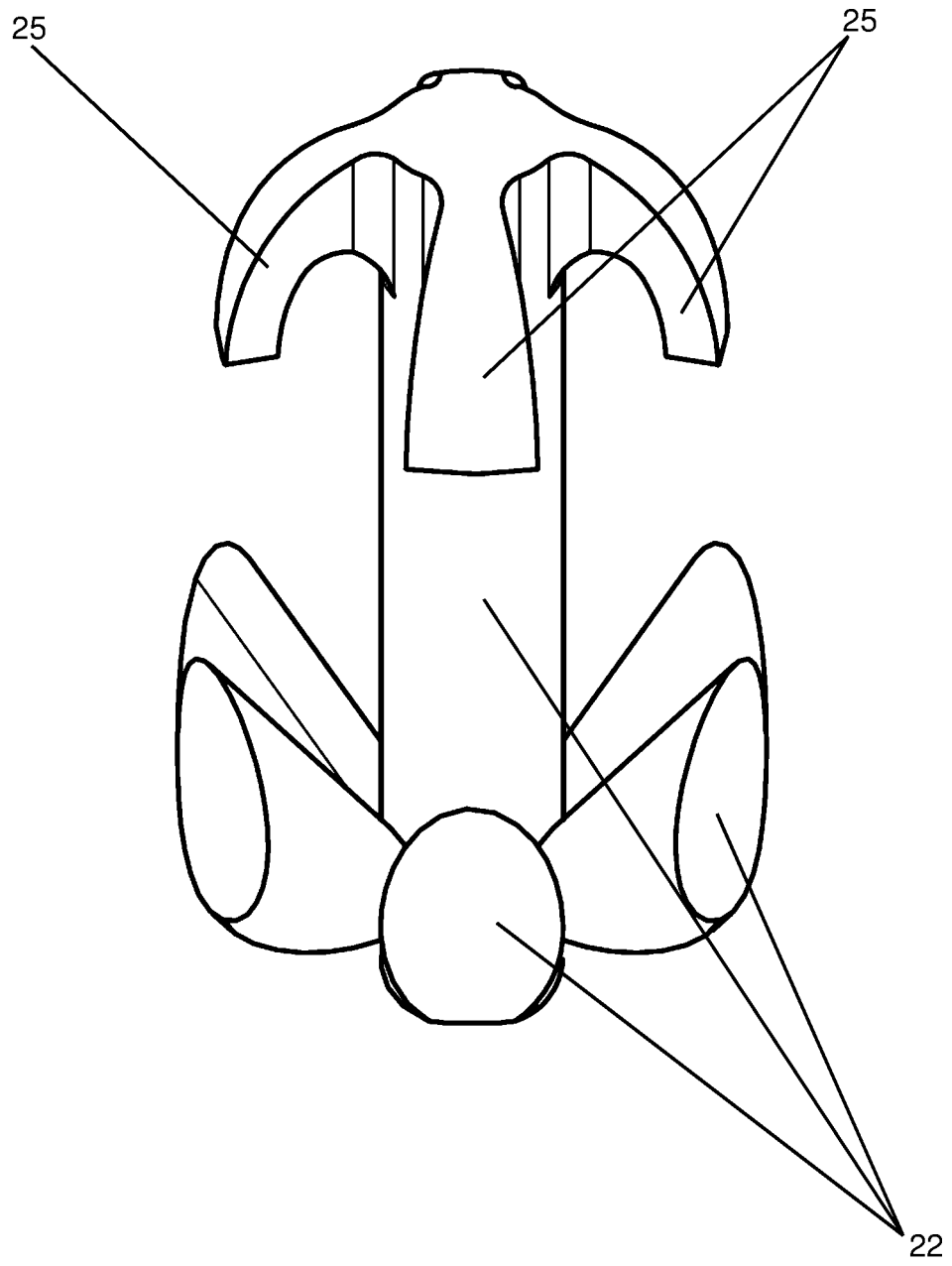
Figur 4



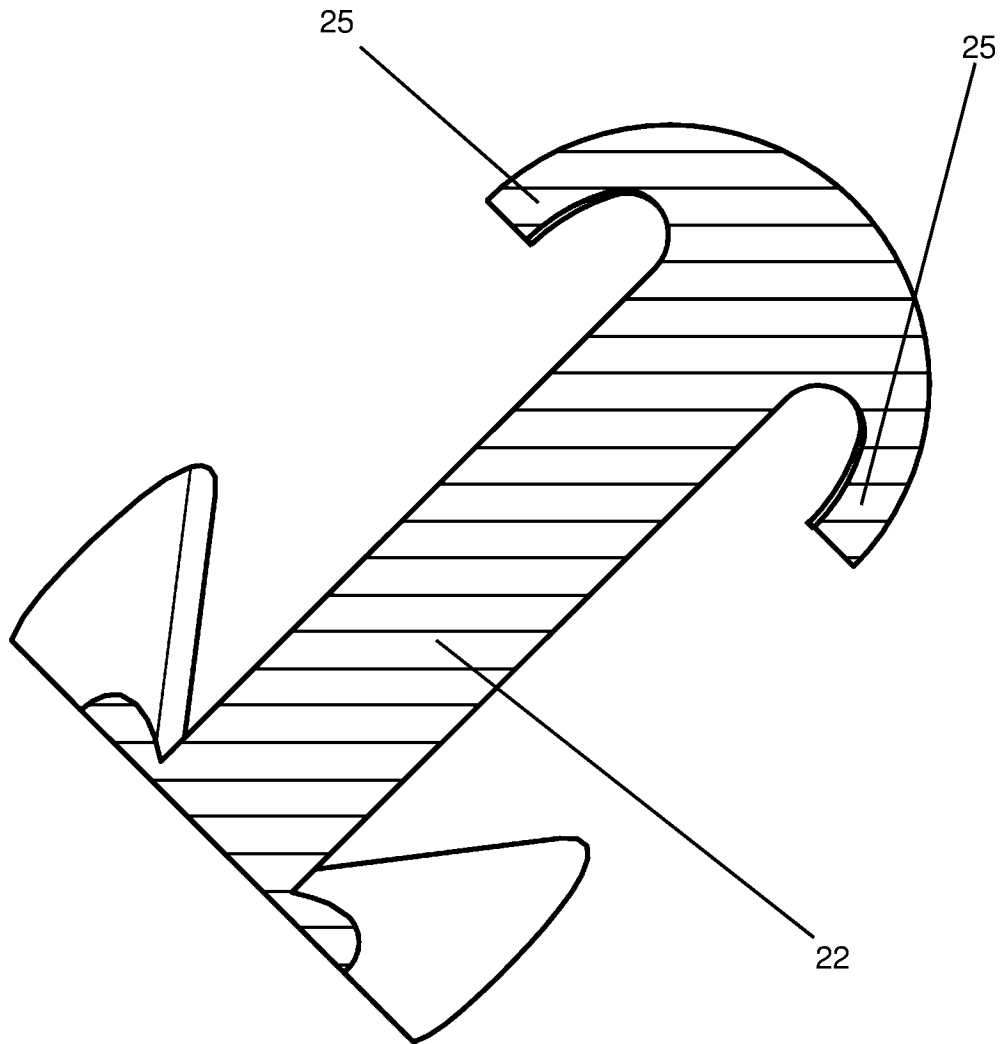
Figur 5



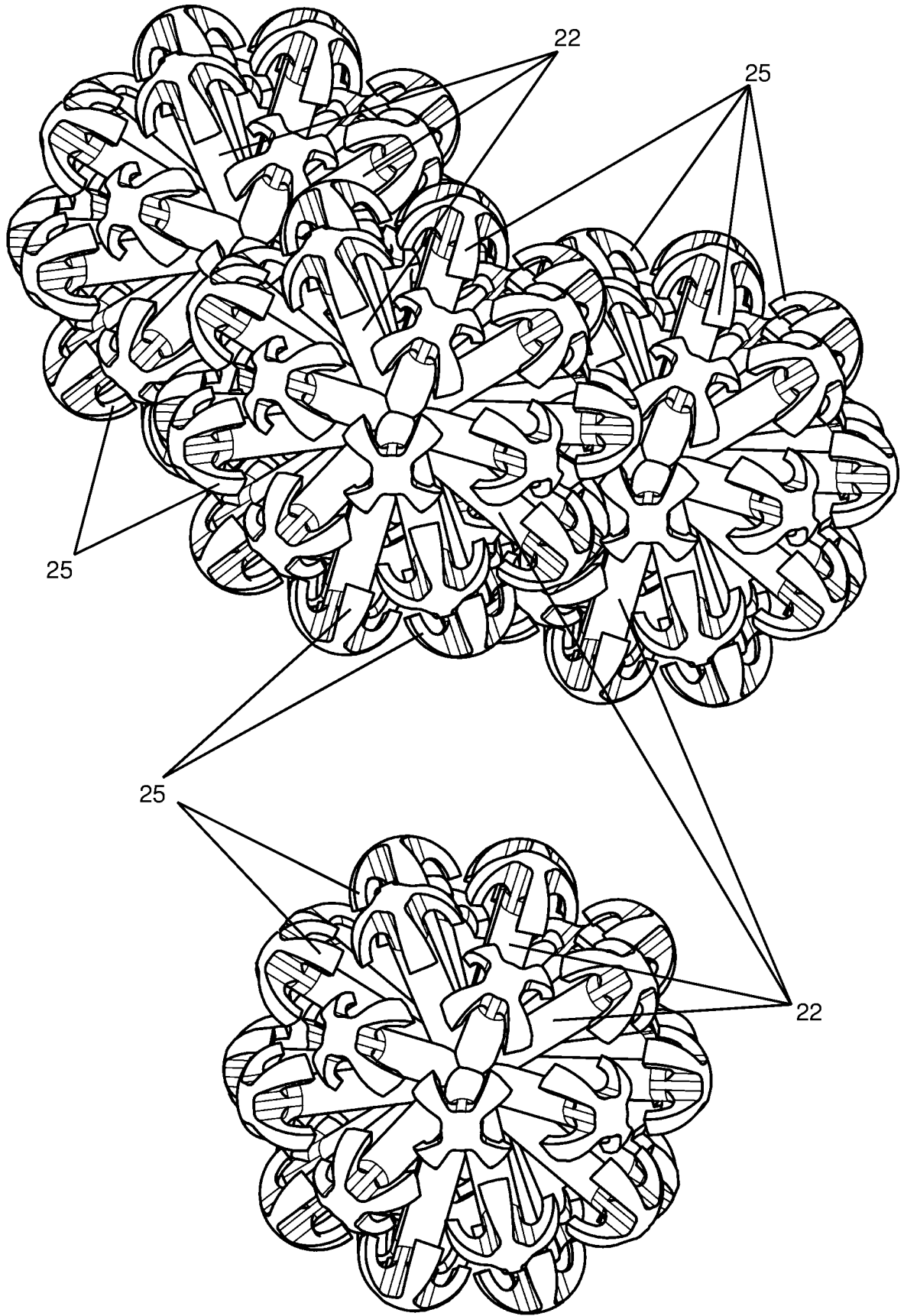
Figur 6



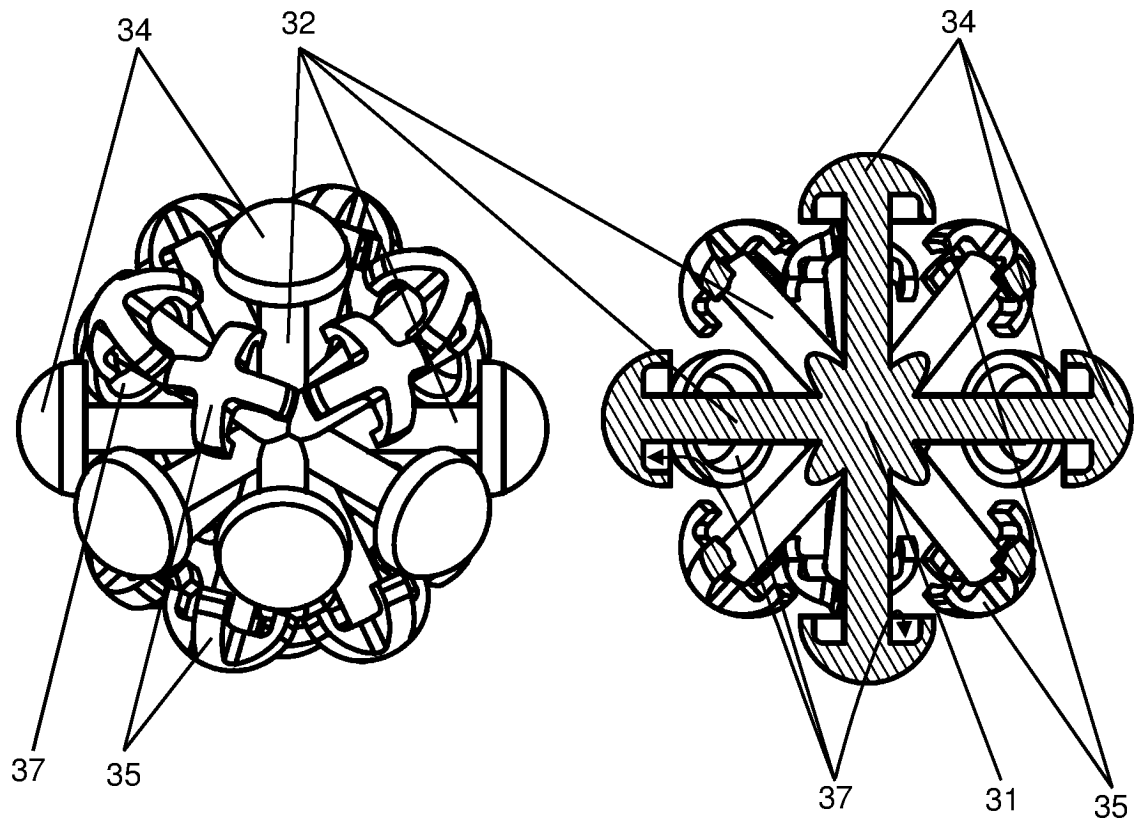
Figur 7



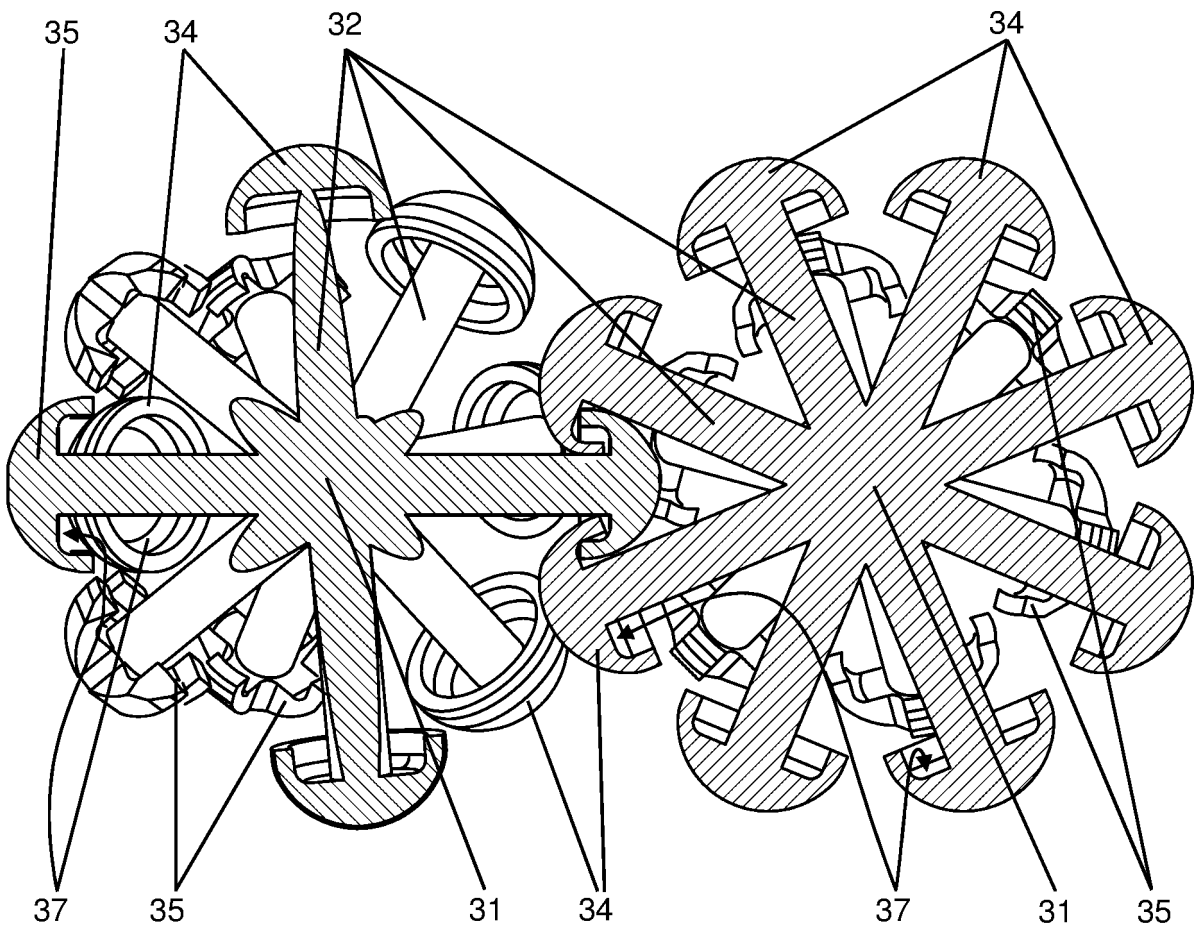
Figur 8



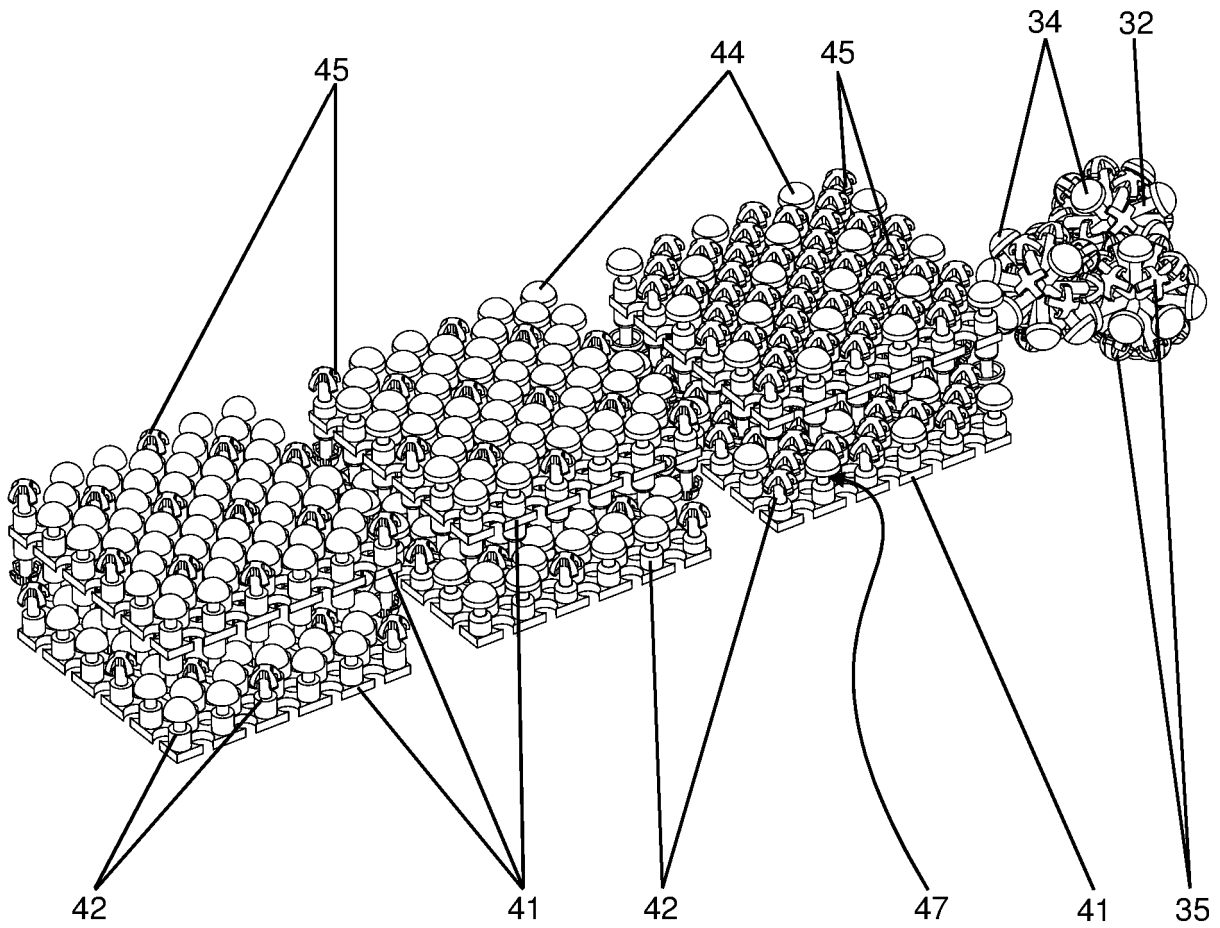
Figur 9



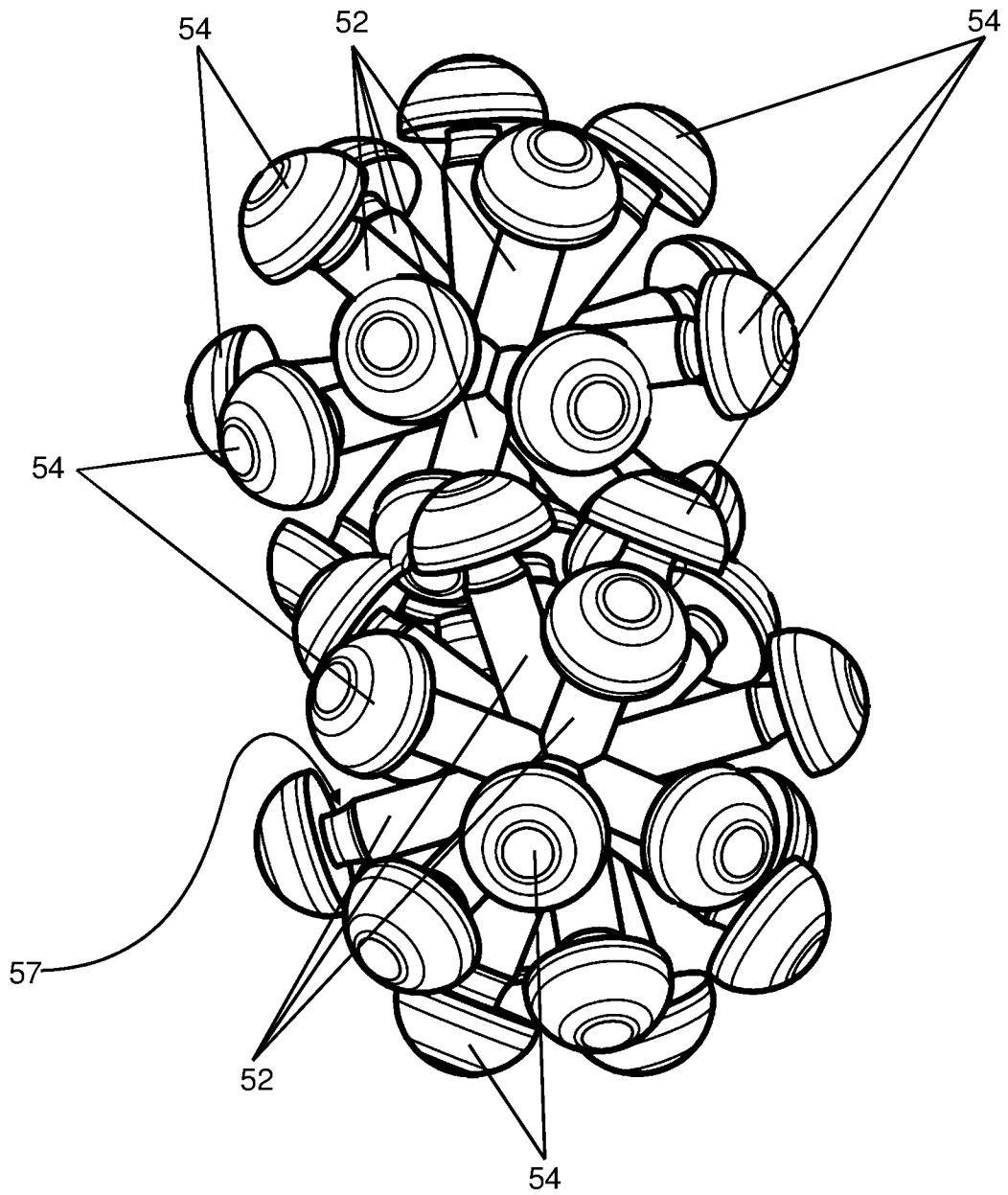
Figur 10



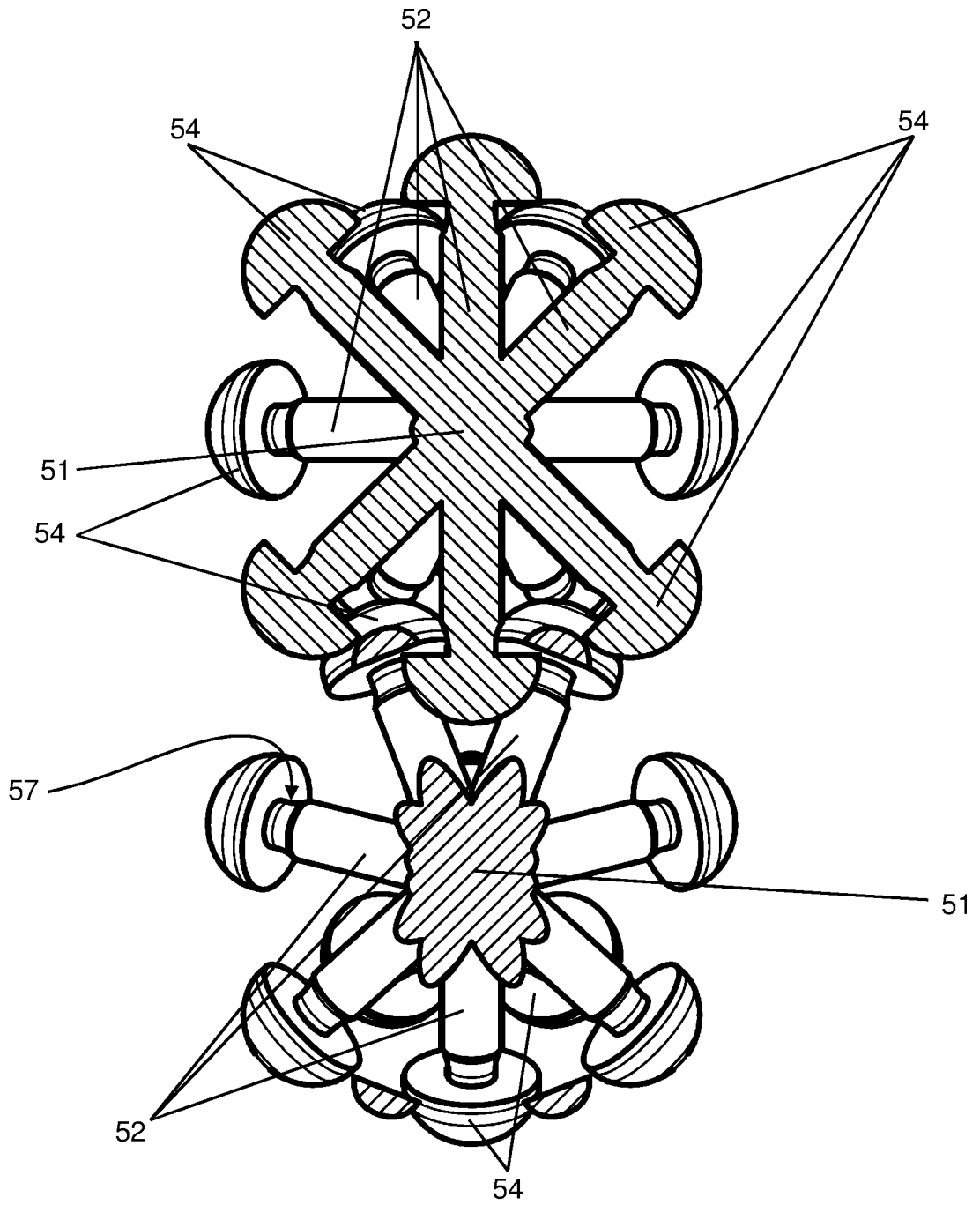
Figur 11



Figur 12



Figur 13



Figur 14