CH 646 597 A5

(19) SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(51) Int. Cl.³: A 61 F 1/00
B 32 B 15/01
B 32 B 3/24

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(12) PATENTSCHRIFT A5

(11) 646 597

(21) Gesuchsnummer: 7248/80

(22) Anmeldungsdatum: 26.09.1980

(30) Priorität(en): 28.09.1979 NL 7907231

(24) Patent erteilt: 14.12.1984

(45) Patentschrift veröffentlicht: 14.12.1984

(73) Inhaber:
Leuven Research & Development VZW, Leuven (BE)

(72) Erfinder:
Ducheyne, Paul Louis Robert, Our-Heverlee (BE)

(74) Vertreter:
Bovard AG, Bern 25

(54) Verbundmaterial für Prothesen.

(57) Das Verbundmaterial besteht aus einem metallischen Substrat und einer von diesem getragenen, aus Metalldrähten aufgebauten porösen Schicht. Die poröse Schicht besteht aus mindestens einer Lage aus metallischem Drahtnetz. Die Drähte der porösen Schicht sind untereinander und mit dem Substrat an den Berührungspunkten durch metallische Bindungen fest verbunden. Die Herstellung erfolgt bevorzugt durch Wärmebehandlung unter Druckanwendung, wobei die Drähte des Drahtnetzes an ihren Berührungspunkten untereinander und mit dem Substrat fest verbunden werden. Das Verbundmaterial eignet sich für die Herstellung von medizinischen Prothesen, insbesondere für Implantate. Die poröse Schicht kommt in direkte Berührung mit dem das Implantat umgebenden Knochengewebe. Das Knochengewebe kann dann in die poröse obere Schicht hineinwachsen, so dass eine feste Verankerung der Prothese gebildet wird.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verbundmaterial für Prothesen, bestehend aus einem metallischen Substrat (1) und einer von diesem getragenen, aus Metalldrähten (3, 4) aufgebauten porösen Schicht, dadurch gekennzeichnet, dass die poröse Schicht aus mindestens einer Lage aus metallischem Drahtnetz (2) besteht, in welchem die Drähte (3, 4) untereinander und mit dem Substrat (1) durch an den Berührpunkten liegende metallische Bindungen fest verbunden sind.

2. Verbundmaterial nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die metallischen Drähte (3, 4) des Drahtnetzes (2) aus rostfreiem Stahl, Titan, einer Titanlegierung, einer Kobaltlegierung, Tantal, einer Tantallegierung, Niob, einer Nioblegierung oder Zirkon bestehen.

3. Verbundmaterial nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Drahtnetz (2) ein Gewebe ist.

4. Verbundmaterial nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Drähte (3, 4) des Drahtnetzes (2) einen Durchmesser von 0,025 bis 1,25 mm aufweisen und dass in jeder Richtung des Drahtnetzes (2) 158–2,3 Drähte pro cm angeordnet sind.

5. Verbundmaterial nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass auf dem Substrat (1) mehr als eine Lage Drahtnetz (2) angebracht ist.

6. Verfahren zum Herstellen von Verbundmaterial nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine Lage Drahtnetz (2) auf dem metallischen Substrat (1) angeordnet wird, und die Drähte (3, 4) des Drahtnetzes (2) metallisch an ihren Berührpunkten untereinander und mit dem Substrat (1) verbunden werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Drähte (3, 4) des Drahtnetzes (2) aus rostfreiem Stahl, Titan, einer Titanlegierung, einer Kobaltlegierung, Tantal, einer Tantallegierung, Niob, einer Nioblegierung oder Zirkon bestehen.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass als Drahtnetz (2) ein Drahtgewebe verwendet wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Drähte (3, 4) des Drahtnetzes (2) einen Durchmesser von 0,025–1,25 mm haben und die Drähte (3, 4) in jeder Richtung des Drahtnetzes (2) in einer Dichte von 158–2,3 Drähten pro cm angeordnet sind.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 6–9, dadurch gekennzeichnet, dass mehr als eine Lage Drahtnetz (2) auf dem Substrat (1) angeordnet wird und mit diesem verbunden wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 6–10, dadurch gekennzeichnet, dass das Herstellen der metallischen Bindung durch Behandlung unter Wärme- und gleichzeitiger Druckeinwirkung erfolgt.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Behandlungstemperatur zwischen 600 °C und 1000 °C und der angewendete Druck zwischen 1 und 150 MPa liegen und die Behandlungsdauer zwischen 5 Minuten und 8 Stunden beträgt.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Wärme- und gleichzeitigen Druckeinwirkung ein Vorkompaktieren erfolgt.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Vorkompaktieren bei einem Druck von 10 bis 600 MPa erfolgt.

15. Verwendung von Verbundmaterial nach Anspruch 1 für die Herstellung von Prothesen.

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verbundmaterial für Prothesen, bestehend aus einem metallischen Substrat und einer von diesem getragenen, aus Metalldrähten aufgebauten porösen Schicht, auf ein Verfahren zur Herstellung eines solchen Verbundmaterials und auf die Verwendung des Verbundmaterials für die Herstellung von Prothesen.

Ein Verbundmaterial der oben angesprochenen Art lässt sich in der Medizin für Implantate verwenden: Die poröse Schicht kommt in direkte Berührung mit dem das Implantat umgebenden Knochengewebe, so dass das Knochengewebe in die poröse obere Schicht hineinwachsen kann. Auf diese Weise erhält man eine feste Verankerung der Prothese.

Prothesen werden bekanntlich dazu verwendet, ganz oder teilweise Gelenke oder Knochensegmente des menschlichen oder tierischen Skelettes zu ersetzen. Meistens werden die Prothesen in einen verbleibenden Teil des Skelettes implantiert. Dies führt zu verschiedenen Problemen, unter anderem zu einem unerwünscht starken Verschleiss und damit zu einer kurzen Lebensdauer. Problematisch ist auch eine dauerhafte Befestigung der Prothese an den verbleibenden harten Knochenteilen. Um eine Prothese dauerhaft zu befestigen, werden derzeit verschiedene Verfahren angewendet, z. B. ein mechanisches Festklemmen der Prothese, wozu man einen Schaft der Prothese in den Markraum des Knochens hineinschlägt; die Befestigung der Prothese unter Verwendung von Schrauben; und Befestigen der Prothese unter Verwendung von Knochenzement, welcher in situ polymerisiert. Das letztgenannte Verfahren wird häufig unter Verwendung von Methylmetacrylat als Zement durchgeführt. Das letztgenannte und die anderen Verfahren haben aber den Nachteil, dass sich die Prothese oft wieder vom Knochenrest löst, da das sie umgebende Knochengewebe zerstört oder resorbiert wird.

In jüngster Zeit sind noch andere Verfahren zum dauerhaften Befestigen von Prothesen vorgeschlagen worden, bei denen man die Verbindungs- und Anwachsfähigkeit des benachbarten Knochengewebes ausnützt. Beispiele für derartige Verfahren sind: Die Verwendung von Kerben, gerippten oder aufgerauhten Bereichen auf der Oberfläche der Prothese, über welche das Knochengewebe hinwegwachsen kann; die Verwendung von biologisch aktiven Materialien, welche mit dem Knochengewebe reagieren können und so eine tragfähige Verbindung herstellen können; und die Verwendung von porösen Schichten oder porösen Elementen, in welche das Knochengewebe eindringen kann und mit denen das Knochengewebe zusammenwachsen kann, so dass man auf diese Weise eine stabile Verankerung der Prothese erhält.

Die vorliegende Erfindung basiert insbesondere auf dem letztgenannten Verfahren.

Für Prothesen, welche eine poröse Schicht oder ein poröses Element aufweisen, sind schon verschiedene Ausführungsformen vorgeschlagen worden. Es hat sich gezeigt, dass eine Prothese mit einer porösen oberen Schicht, die von einem Substrat getragen ist, vorteilhafter ist als eine Prothese, die vollständig porös ist, da die mechanischen Eigenschaften einer derartigen Prothese, z. B. die Zugfestigkeit und die mechanische Dauerbelastbarkeit ohne Ermüdungsbrüche besser sind. Derartige Eigenschaften muss eine Prothese erfüllen. Es ist auch bekannt, dass bei grossen mechanischen Belastungen ausgesetzten Prothesen als Material für die poröse Schicht Metalle geeigneter sind als keramische Materialien und Polymere, da die Metalle bessere mechanische Eigenschaften wie Zugfestigkeit und Duktilität aufweisen. Eine obere poröse Schicht aus Metalldrähten ist darüber hinaus besser als eine obere poröse Schicht aus Metallpulver, da man mit Metalldrähten eine offenporige Struktur erhält, bei der die mittlere Porengrösse grösser ist und welche bei glei-

cher Porosität bessere mechanische Festigkeit und Duktilität aufweist.

In der US-PS 3 906 550 ist eine implantierbare Prothese beschrieben, welche eine metallische Stange aufweist, die das die mechanische Belastung aufnehmende Teil der Prothese darstellt und von einer porösen Schicht umgeben ist, die aus zusammengebackenen dünnen metallischen Drähten besteht. Die poröse Schicht hat eine offenporige Struktur, so dass das Knochengewebe in der oben beschriebenen Art und Weise in die Poren hineinwachsen kann und damit eine feste Verankerung der Prothese an den Knochen erhalten wird.

Bei dieser bekannten Prothese wird die poröse Schicht dadurch hergestellt, dass man sehr dünne Drähte aus rostfreiem Stahl oder einem ähnlichen Material faltet, diese in Stücke schneidet und die ausgeschnittenen Stücke durch Pressen in einer Form zu einem dreidimensionalen Netzwerk aus mechanisch gegenseitig aneinander festgelegten Fasern macht, worauf dieses Netzwerk dann wärmebehandelt wird, um an den Berührstellen zwischen den Fasern metallische Bindungen zu erzeugen.

Die so erhaltene poröse Schicht kann dann durch Wärme- und Druckeinwirkung an der metallischen Stange der Prothese oder sonstwie befestigt werden.

Infolge der gewählten Herstellungsart liegen die metallischen Drähte in statistischer Orientierung in der porösen Schicht der bekannten Prothese. Man hat dort also eine offenporige Struktur, die Form und Abmessungen der Poren und auch der Porositätsgrad der porösen Schicht ändern sich jedoch in ganz erheblicher Weise von einem Punkt zum anderen Punkt der Schicht. Ausserdem darf man die Poren nicht zu gross wählen, da hierdurch die mechanische Festigkeit des Materiales zu stark herabgesetzt würde. Schliesslich hat die poröse Schicht eine verhältnismässig grosse spezifische Oberfläche, verglichen mit dem Volumen der Prothese, und hierdurch werden im lebenden Körper sehr viele Metallionen freigesetzt. Schliesslich stellt das feste Anbringen der porösen Schicht auf der metallischen Stange, welches in einem getrennten Herstellungsschritt erfolgen muss, ein erhebliches Problem dar.

Durch die vorliegende Erfindung sollen diese Nachteile ausgeräumt werden und ein Verbundmaterial, bestehend aus einem metallischen Substrat und einer von diesen getragenen porösen Beschichtung geschaffen werden, welches hohen Anforderungen genügt und zur Verwendung bei Prothesen der oben beschriebenen Art geeignet ist. Darüber hinaus wird durch die vorliegende Erfindung ein Herstellungsverfahren für ein derartiges Verbundmaterial angegeben, das einfacher ist als das jetzt bekannte Verfahren und für die Herstellung in grossem Rahmen geeignet ist.

Durch die vorliegende Erfindung wird zu diesem Zwecke ein Verbundmaterial bestehend aus einem metallischen Substrat und einer von diesem getragenen, aus Metalldrähten aufgebauten porösen Schicht geschaffen, das dadurch gekennzeichnet ist, dass die poröse Schicht aus mindestens einer Lage aus metallischem Drahtnetz besteht, in welchem die Drähte untereinander und mit dem Substrat durch an den Berührpunkten liegende metallische Bindungen fest verbunden sind.

Darüber hinaus wird durch die Erfindung ein Verfahren zum Herstellen eines solchen Verbundmateriales angegeben, das dadurch gekennzeichnet ist, dass man zumindest eine Lage aus metallischem Drahtnetz auf ein Metallsubstrat legt und die Drähte des Drahtnetzes an den Berührpunkten untereinander und mit dem Substrat über metallische Bindungen verbindet.

Auf diese Weise lässt sich die oben angegebene Aufgabe lösen. Da erfindungsgemäss ein metallisches Drahtnetz verwendet wird, erhält man eine gleichförmige und leicht einstellbare Porengrösse, und man kann auch eine gleichförmige Porosität der vom Substrat getragenen Beschichtung sicherstellen. Man kann auch jede beliebige Porengrösse und Porosität der Beschichtung herbeiführen, insbesondere kann man auch grössere Abmessungen aufweisende Poren realisieren, ohne dass man die mechanische Festigkeit oder den Zusammenhalt der porösen Schicht gefährdet. Darüber hinaus kann man ein kleineres Verhältnis zwischen der spezifischen Oberfläche und dem Volumen des zu implantierenden Materiales sicherstellen, und hierdurch wird die Freisetzung von Metallionen in vivo herabgesetzt. Ein durch das erfindungsgemässe Herstellungsverfahren erhaltener weiterer Vorteil ist der, dass die Herstellung der porösen Schicht, das Festlegen der metallischen Drähte aneinander und das Befestigen der metallischen Drähte am Substrat nun in einem einzigen Arbeitsschritt erfolgen kann. Hierdurch erhält man eine erhebliche Vereinfachung der Herstellung, und man kann derartiges Verbundmaterial in grossen Mengen erzeugen.

Nachstehend wird die Erfindung unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt Fig. 1 einen Schnitt durch ein erfindungsgemässes Verbundmaterial, das zur Verwendung in implantierbaren Prothesen geeignet ist, und Fig. 2 eine Aufsicht auf dieses Verbundmaterial.

Wie die Zeichnungen zeigen, besteht das Verbundmaterial aus einem metallischen Substrat 1, welches eine Schicht aus metallischem Drahtnetzmaterial 2 trägt. Das Drahtnetz 2 ist ein metallisches, flaches Gewebe, welches Kettdrähte 3 und Schussdrähte 4 aufweist. Es ist klar sichtbar, dass die Kettdrähte 3 und die Schussdrähte 4 durch metallische Bindungen an den Berührpunkten untereinander und mit dem Substrat 1 verbunden sind, so dass man belastungsfähige Verbindungen erhält. Zwischen den Kettdrähten 3 und den Schussdrähten 4 verbleiben Poren 5 und 6, welche gleichförmige Gestalt und Grösse aufweisen, da man ein Gewebe der oben beschriebenen Art verwendet.

Bei dem in den Zeichnungen wiedergegebenen Ausführungsbeispiel ist nur eine Lage Drahtnetzmaterial vorgesehen. Es versteht sich, dass man auch eine grössere Anzahl von Lagen aus Drahtnetzmaterial verwenden kann, wobei die Drähte dann wieder untereinander und mit den Drähten der darunterliegenden Lage durch metallische Bindungen verbunden sind.

Das Substrat 1 besteht zweckmässig aus einem mit dem lebenden Gewebe kompatiblen Metall, z.B. aus rostfreiem Stahl, Titan, einer Titanlegierung, einer Co-Cr-Legierung, Tantal, einer Tantallegierung, Niob, einer Nioblegierung oder Zirkon. Metall wird keramischen Materialien oder Polymermaterialien vorgezogen, da das Substrat bei Verwendung des Verbundmateriales in Prothesen normalerweise das die mechanischen Belastungen aufweisende Element darstellt. Daher muss das Substrat eine gute mechanische Festigkeit und gute Duktilität aufweisen. Das Substrat kann beliebige, dem jeweiligen Verwendungszweck angepasste Form haben, z.B. die Gestalt einer flachen Platte, eines runden Stabes oder dergl. haben. Es ist nicht absolut notwendig, dass das Substrat schon die für die Prothese benötigte Form hat; man kann es auch auf später in diese Form bringen.

Die Drähte des Drahtnetzes 2 bestehen zweckmässig ebenfalls aus biokompatiblem Metall, also einem vom lebenden Gewebe gut aufgenommenen Metall. Im Prinzip kann man dieselben Metalle verwenden wie für das Substrat. Obwohl die aus Drahtnetz bestehende poröse Schicht nicht direkt als die mechanische Belastung aufnehmendes Teil des Verbundmateriales gedacht ist, muss sie doch eine sehr belastungsfähige Verbindung mit dem Knochengewebe gewährleisten. Infolgedessen sollte die Stärke der internen Bindungen des Verbundmateriales grösser sein als die Stärke der

Bindung zwischen der porösen Schicht und dem Knochengewebe. Auch aus diesem Grunde werden Metalle gegenüber anderen Materialien bevorzugt.

Das Drahtnetz 2 stellt eine poröse Schicht mit fast absolut gleichförmigen mechanischen Eigenschaften sicher, insbesondere Poren 5 gleichförmiger Grösse. Das Drahtnetz kann entweder gewoben oder gestrickt sein, wobei ein gewobenes Drahtnetz noch bessere Eigenschaften hat. Es ist ferner wichtig, dass die Drähte des Drahtnetzes einander bei vielen Punkten überkreuzen, denn auf diese Weise erhält man die sehr wichtigen Poren 6, welche im Hinblick auf das Eindringen des Knochengewebes besonders günstig sind und damit für eine besonders belastungsfähige mechanische Verbindung zwischen der porösen Schicht der Prothese und dem Knochen sorgen.

Der Durchmesser der Drähte und die Dichte der Drähte, d. h. die Anzahl der Drähte pro Längeneinheit kann im Netz innerhalb weiter Grenzen variieren, je nachdem, welche Porengrösse und Porosität man wünscht. Man kann Metalldrähte mit einem Durchmesser zwischen 0,025 und 1,25 mm verwenden, während die Anzahl der Drähte in beliebiger Richtung zwischen 158 und 2,3 pro cm betragen kann. Hält man diese Grenzen ein, so sollte man noch dafür Sorge tragen, dass die Maschenweite oder Porengrösse im Drahtnetz immer grösser ist als die minimale Eindringweite des gewünschten Knochengewebes in die Poren.

Es ist nicht notwendig, dass das Drahtnetz schon an dieser Stelle der Herstellung die für die Prothese gewünschte Gestalt und Abmessung hat; vielmehr müssen die Gestalt und die Abmessung des Drahtnetzes in gewissem Ausmasse an diejenigen des verwendeten Substrats angepasst werden.

Man kann zwischen der Verwendung einer einzigen oder einer Mehrzahl von Lagen aus Drahtnetzmaterial wählen, je nachdem, wie gross die Dicke der porösen Schicht auf dem Substrat sein soll. Werden mehrere Lagen Drahtnetzmaterial verwendet, so werden diese in der Regel gegeneinander versetzt übereinandergelegt, um so eine bessere Verbindung der verschiedenen Lagen untereinander zu gewährleisten. Man kann aber auch eine Mehrzahl von Lagen aus Drahtnetzmaterial mit gleicher Maschenweite verwenden, welche direkt übereinandergelegt sind.

Bei der Herstellung des beschriebenen Verbundmateriales werden eine oder mehrere Lagen aus Drahtnetzmaterial auf das metallische Substrat gelegt. Danach werden die Drähte des Drahtnetzes metallurgisch miteinander und mit dem Substrat verbunden.

Die metallurgischen Bindungen werden vorzugsweise durch Wärmebehandlung sogar noch besser unter gleichzeitiger Druckeinwirkung, hergestellt. Obwohl man im Prinzip eine ähnliche Bindung auch durch Punktschweissen herstellen kann, wird dieses Herstellungsverfahren bevorzugt, da es in der Praxis, insbesondere bei gebogenen Substratoberflächen, sehr schwierig ist, eine grosse Anzahl von metallischen Drähten an ihren Berührpunkten miteinander und gleichzeitig mit einem Substrat zu verschweissen. Durch Wärmebehandlung und insbesondere unter gleichzeitiger Druckeinwirkung, erhält man eine gute Verbindung zwischen den verschiedenen metallischen Drähten und zwischen den Drähten und dem Substrat. Infolgedessen ist dieses Verfahren der Herstellung des Verbundmateriales weitaus am günstigsten.

Nach der FR-PS 2 215 927 wird eine gelochte Folie als poröse Schicht des Verbundmateriales verwendet, und diese Folie wird an dem Substrat durch Punktschweissungen befestigt. Dagegen wird bei der Herstellung des beschriebenen Verbundmaterials ein Drahtnetz verwendet, und die Herstellung der metallischen Verbindung erfolgt bevorzugt durch Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung.

Ein erster Vorteil der Wärmebehandlung unter Druckeinwirkung ist der, dass die Drähte des Drahtnetzes fest gegen das Substrat angedrückt werden. Auf diese Weise erhält man einen guten Kontakt und ein belastungsfähig zusammengebackenes Drahtnetz. Dies hat ferner den Vorteil, dass die Behandlungstemperatur niedriger gewählt werden kann.

Die zur Herstellung der Drähte des Drahtnetzes und zur Herstellung des Substrats verwendeten Metalle werden üblicherweise bei Temperaturen über 1100 °C metallisch untereinander verbunden. Verwendet man derart hohe Temperaturen, so werden die mechanischen Eigenschaften des Substrates, wie Zugfestigkeit, Duktilität, Dauerbelastbarkeit ohne Ermüdungsbrüche, erheblich verschlechtert, und dies stellt ein Problem bei der Herstellung von Verbundmaterialien für Prothesen dar. Bei Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung kann man dagegen die Behandlungstemperatur etwa 200–500 °C niedriger wählen, wodurch dieses Problem ganz ausgeräumt oder zumindest erheblich entschärft wird.

Die zum Erhalten einer Schicht mit poröser Struktur verwendete Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung stellt einen erheblichen Fortschritt gegenüber den bekannten Verfahren dar. Üblicherweise wird das damit vergleichbare Drucksintern in der Metallurgie dazu verwendet, kompakte Sintergegenstände herzustellen, welche die grösstmögliche Dichte aufweisen. Oft wird sogar die für das Vollmaterial geltende theoretische Materialdichte erzielt. Würde man eine Masse aus statistisch orientierten Metalldrähten vergleichbar behandeln, erhielte man einen erheblichen Zuwachs in der Materialdichte. Da bei der vorliegenden Erfindung dagegen ein Drahtnetz verwendet wird, kann man eine Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung durchführen, ohne dass man eine derartig erhöhte Dichte der porösen Schicht und damit einen Verlust an Porosität an Kauf nehmen muss.

Die Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung kann unter Verwendung von Vorrichtungen erfolgen, die im Handel erhältlich sind und die die Ausübung des notwendigen Druckes und zugleich das Aufheizen auf die benötigte Temperatur in einer geeigneten Atmosphäre sicherstellen.

Die Grösse der gewählten Temperatur und des angelegten Druckes sowie die Dauer der Behandlung hängen stark von der jeweils verwendeten Metallart ab. Diese Faktoren hängen darüber hinaus wechselseitig voneinander ab, da eine Zunahme des Druckes oder der Dauer automatisch bedingen, dass die Behandlungstemperatur herabgesetzt wird. Allgemein kann man sagen, dass man bei Behandlung unter Wärme- und gleichzeitiger Druckeinwirkung für die Zwecke der vorliegenden Erfindung gute Ergebnisse erhält, wenn man bei Temperaturen von 600–1000 °C und Drucken von 1 bis 150 MPa arbeitet und eine Behandlungsdauer zwischen 5 Minuten und 8 Stunden wählt. Innerhalb dieser allgemeinen Grenzen können die genaueren Arbeitsbedingungen im Hinblick auf das jeweils verwendete Metall gewählt werden. Für rostfreien Stahl wählt man z. B. eine Temperatur von 850–950 °C, während man für Titan eine Temperatur bei 650–700 °C und für Titanlegierungen eine Temperatur bei 850 bis 950 °C wählt. Den zusammen mit diesen Temperaturen einzustellenden Druck und die Behandlungsdauer kann man leicht experimentell bestimmen.

Die durch die vorstehend beschriebene Behandlung erhaltenen günstigen Eigenschaften kann man noch dadurch verbessern, dass man das Drahtnetz vor der Wärmebehandlung in einem getrennten Verfahrensschritt gegen das Substrat presst. Zu Beginn der Wärmebehandlung besteht dann schon eine Berührfläche anstelle von Berührpunkten oder Berührungslinien, und dies ist im Hinblick auf das Erzielen einer guten metallischen Bindung von grossem Vorteil. Für

diese Vorkompaktierung werden zweckmässig Drücke von 10–600 MPa verwendet, wobei der im Einzelfall anzuwendende Druck der Art des Metalles, aus dem das Drahtnetz und das Substrat gefertigt sind, und den mechanischen Eigenschaften und der Webcharakteristik des Drahtnetzes Rechnung trägt.

Wird mehr als eine Lage Drahtnetzmaterial verwendet, so kann das Herstellungsverfahren ohne Änderung durchgeführt werden. Die verschiedenen Drahtnetzlagen können übereinander an der gewünschten Stelle auf das Substrat gelegt werden. Danach kann die so erhaltene Schichtstruktur als ganze, gegebenenfalls nach einem Vorkompaktieren, der Behandlung unter Wärme- und gleichzeitiger Druckeinwirkung unterzogen werden. Obwohl die nun auftretenden Phänomene etwas komplizierter sind, da nun metallische Bindungen zwischen den einander überkreuzenden Drähten einer jeden Lage, zwischen den einander überkreuzenden Drähten zweier aufeinanderfolgender Drahtnetzlagen und ausserdem zwischen den Drähten der untersten Drahtnetzlage und dem Substrat hergestellt werden müssen, kann man diese Behandlung immer noch gleichzeitig in einem einzelnen Verfahrensschritt durchführen.

Das beschriebene Herstellungsverfahren ist sehr einfach und lässt sich mit geringen Kosten durchführen; daher kann sogar eine Massenproduktion durchgeführt werden.

Das erfindungsgemässe Verbundmaterial und das nach dem beschriebenen erfindungsgemässen Herstellungsverfahren hergestellte Verbundmaterial hat ein dichtes metallisches Substrat, welches eine poröse Beschichtung aus Drahtnetz trägt. Da bei der Herstellung mit verhältnismässig niederen Behandlungstemperaturen gearbeitet wird, hat das Substrat optimale mechanische Eigenschaften. Da die Wärmebehandlung bevorzugt unter gleichzeitiger Druckeinwirkung erfolgt, erhält man in einem einzigen Arbeitsschritt eine gute, belastungsfähige Verbindung zwischen dem Drahtnetz und dem Substrat sowie zwischen allen einander überkreuzenden Drähten im Drahtnetz untereinander. Die poröse Schicht hat Poren gleichförmiger Grösse, welche gleichförmig über die Schicht verteilt sind. Man kann jede beliebige Porengrösse, insbesondere auch verhältnismässig grosse Poren herstellen.

Das erfindungsgemässe Verbundmaterial eignet sich insbesondere zur Verwendung in implaniterbaren Prothesen, da die vom Substrat getragene poröse Schicht bestens ein Eindringen des Knochengewebes ermöglicht, so dass man eine dauerhafte Befestigung der Prothese am Knochen erhält. Das erfindungsgemässe Verbundmaterial kann in vielerlei orthopädischen Prothesen verwendet werden, z.B. Hüft- und Knieprothesen sowie anderen Gelenkprothesen. Man kann auch nichtmetallische Teile derartiger Prothesen in das die poröse Beschichtung tragende metallische Substrat einschliessen. Das Verbundmaterial kann auch in zahnmedizinischen Prothesen verwendet werden, z.B. bei Kieferbrücken. Bei allen Anwendungen erhält man bezüglich des Eindringens des Knochengewebes in die poröse Schicht und bezüglich einer dauerhaften Befestigung der Prothese am Skelett ausgezeichnete Ergebnisse.

Nachstehend werden noch zwei Beispiele für die praktische Anwendung der vorliegenden Erfindung gegeben.

Beispiel I:

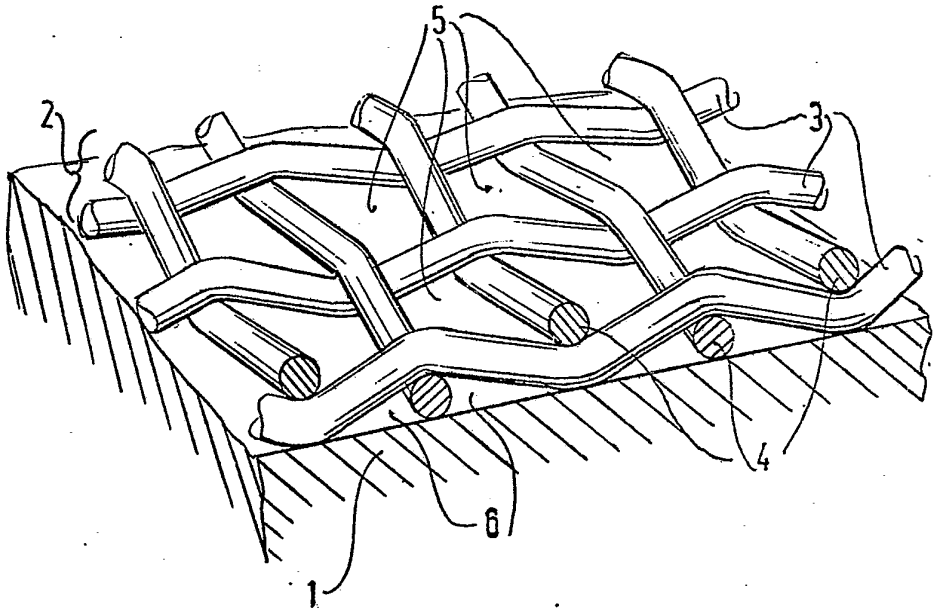
Auf ein flaches Metallsubstrat aus rostfreiem Stahl AISI 316L wird eine Lage Drahtnetz gelegt, das aus demselben Material besteht.

Das Drahtnetz ist ein flaches Gewebe, der Drahtdurchmesser beträgt 0,375 mm, die Drahtdichte 7,9/cm in jeder Richtung.

Das Drahtnetz wird bei Zimmertemperatur mit einem Vorkompaktierdruck von 150 MPa gegen das Substrat gedrückt. Danach werden die Drähte des Drahtnetzes untereinander und mit dem Substrat unter Verwendung einer normalen Sinterpresse durch Wärmebehandlung unter gleichzeitiger Druckeinwirkung verbunden. Die Behandlungstemperatur beträgt 875 °C, der Druck 10 MPa, die Behandlungsdauer eine Stunde. Man erhält ein Verbundmaterial bestehend aus einem metallischen Substrat und einer porösen Oberflächenschicht aus metallischem Drahtnetz. Die mechanische Verbindung zwischen der Beschichtung und dem Substrat ist ausgezeichnet, die Beschichtung hat gleichförmige Porosität bei gleichförmiger Porengrösse.

Beispiel II:

Man geht genauso wie beim Beispiel I vor, wobei der einzige Unterschied darin besteht, dass die Behandlungsdauer nun 2 Stunden beträgt, die Behandlungstemperatur 900 °C ist und der Druck 10 MPa beträgt. Man erhält ein Verbundmaterial, das ähnliche Eigenschaften aufweist wie beim Beispiel I.


5
2
3
4
6
1