



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 199 51 760 B4 2005.06.09

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: 199 51 760.6

(22) Anmelddetag: 27.10.1999

(43) Offenlegungstag: 28.06.2001

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 09.06.2005

(51) Int Cl.⁷: A61B 17/58
A61B 17/68, A61F 2/28

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden.

(71) Patentinhaber:
Sepitec Foundation, Vaduz, LI

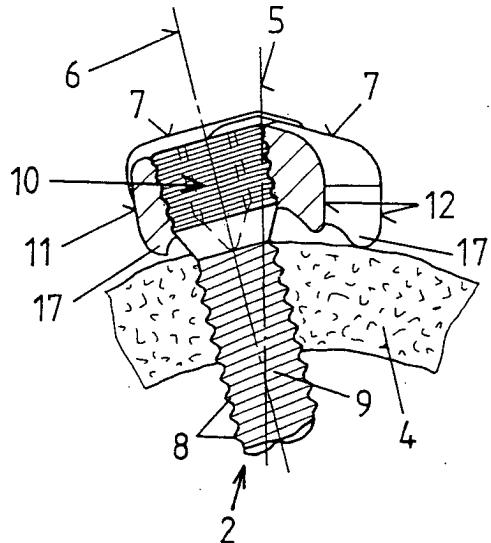
(74) Vertreter:
**Ackmann, Menges & Demski Patentanwälte, 80469
München**

(72) Erfinder:
**Dransfeld, Clemens, Niederlenz, CH; Magerl, Fritz,
St. Gallen, CH; Tognini, Roger Roland, Widnau,
CH; Peter, Thomase Andreas, Hölstein, CH**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
**DE 86 28 766 U1
EP 02 06 767 A2
WO 97 09 000 A1**

(54) Bezeichnung: **Implantat für Osteosynthesen**

(57) Hauptanspruch: Implantat für Osteosynthesen, bestehend aus einer mit mehreren in Längsrichtung aufeinander folgenden Löchern versehenen Platte und durch die Löcher in der Platte hindurch einsetzbaren und in bestimmungsgemäßer Lage in einen Knochen eindrehbaren Schrauben, wobei zumindest ein Großteil der zur Aufnahme der Schrauben bestimmten Löcher bezogen auf eine gedachte Mittelebene der Platte alternierend nach außen versetzt ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittelachsen (6) der Löcher (3) mit der gedachten Mittelebene (5) der Platte (1) einen spitzen Winkel (W) einschließen, dass die Löcher (3) von der bestimmungsgemäß außen liegenden Oberfläche (7) der Platte (1) ausgehend sich konisch verjüngen, und daß die Schrauben (2) einen zu den von den Löchern (3) gebildeten Abschnitten im wesentlichen korrespondierenden, sich konisch zu dem mit einem Gewinde (8) versehenen Schaft (9) hin verjüngenden Kopf (10) aufweisen, der kraft- und/oder formschlüssig in den Löchern (3) fixierbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Implantat für Osteosynthesen, bestehend aus einer mit mehreren in Längsrichtung aufeinander folgenden Löchern versehenen Platte und durch die Löcher in der Platte hindurch einsetzbaren und in bestimmungsgemäßer Lage in einen Knochen eindrehbaren Schrauben, wobei zumindest ein Großteil der zur Aufnahme der Schrauben bestimmten Löcher bezogen auf eine gedachte Mittelebene der Platte alternierend nach außen versetzt ist.

Stand der Technik

[0002] Ein solches Implantat ist aus der DE 86 28 766 U1 bekannt. Das bekannte Implantat weist eine Knochenplatte mit mehreren seitlich zu einer Mittelachse versetzten Löchern zur Aufnahme von Knochenschrauben auf. Die Schrauben können dabei in beliebigen Winkellagen eingesetzt werden. Eine Stabilisierung kann hier nur mit einem entsprechenden Anpressdruck der Platte am Knochen erzielt werden, da eine Winkelstabilität und eine entsprechende Kraftübertragung zwischen Platte und Schraube sonst nicht möglich sind.

[0003] Aus der EP 0 206 767 A2 ist ebenfalls eine Platte zur Stabilisierung von Knochen bekannt, bei der die Löcher seitlich zur Mittel-Längsachse versetzt angeordnet sind. Die Löcher weisen dabei Ansenkungen im wesentlichen in Form eines Abschnitts einer Kugel auf, wobei die Unterseite des Kopfes der Schrauben eine korrespondierende Querschnittsform hat. Hierdurch kann der Schraubekopf immer vollständig in der Ansenkung der Knochenplatte anliegen. Eine winkelstabile Lage zwischen Knochenplatte und Schraube ist aber so ebenfalls nicht zu erzielen.

[0004] Die WO 97/09000 A1 offenbart eine Knochenplatte mit konisch sich verjüngenden Löchern und korrespondierend ausgebildeten Köpfen der einzusetzenden Schrauben. Die Längsachsen der Schrauben verlaufen dabei parallel, so dass dauerhaft keine winkelstabile Verbindung erzielt werden kann. Hier muss ein Großteil der Kräfte von der Platte durch direktes Anpressen an die Knochenoberfläche übertragen werden.

[0005] Bei dem bisher eingesetzten mechanischen Prinzip der konventionellen Plattenosteosynthese liegt die Platte also flächig oder mit vorstehenden Leisten oder Nocken direkt an den Knochen an. Für die Übertragung der Kräfte von einem Knochenfragment auf das andere ist daher in der Regel der Anpressdruck der Platte an den Knochen bzw. die dadurch hervorgerufene Reibung der Platte an dem Knochen entscheidend. Es ergibt sich dadurch eine direkte Übertragung der Kräfte vom Knochen auf die

Platte und von dieser wieder auf den Knochen. Sobald eine eingesetzte Schraube sich lockert, also geringfügig zurückdreht, versagt dieses Stabilisierungsprinzip. Aber auch in biologischer Hinsicht ergeben sich hier Probleme. Infolge von Durchblutungsstörungen ergibt sich eine Nekrosezone unter der Platte. Die Gefäße der Knochenhaut – des Periosts – werden abgeklemmt.

Aufgabenstellung

[0006] Aufgabe der Erfindung ist es, ein Implantat der eingangs genannten Art zu schaffen, welches die genannten Nachteile vermeidet und mit welchem die Kraftübertragung über eine Platte sowohl aus mechanischer als auch biologischer Sicht wesentlich verbessert sowie die Stabilität erhöht werden kann.

[0007] Erfindungsgemäß gelingt dies dadurch, dass die Mittelachsen der Löcher mit der gedachten Mittelebene der Platte einen spitzen Winkel einschließen, dass die Löcher von der bestimmungsgemäß außen liegenden Oberfläche der Platte ausgehend sich konisch verjüngen, und daß die Schrauben einen zu den von den Löchern gebildeten Abschnitten im wesentlichen korrespondierenden sich konisch zu dem mit einem Gewinde versehenen Schaft hin verjüngenden Kopf aufweisen, der kraft- und/oder formschlüssig in den Löchern fixierbar ist.

[0008] Durch diese erfindungsgemäßen Maßnahmen wird erreicht, dass die Platte nicht mehr mit einem Pressdruck an den Knochen anliegt. Es ergibt sich sogar zwischen den Knochen und der Platte ein Spalt. Die Übertragung der Kräfte von einem Fragment auf das andere ergibt sich nun wie folgt: Knochen – Schraubenschaft – Kopf der Schraube(n) – Platte – Kopf der Schraube(n) – Schraubenschaft – Knochen. Voraussetzung dazu ist die durch die Erfindung geschaffene Möglichkeit, dass sich eine winkelstabile Klemmverbindung zwischen dem Kopf der Schrauben und der Platte ergibt. Durch die winkelstabile Klemmverbindung des Kopfes der Schraube in dem entsprechenden Loch in der Platte wird eine optimale Winkelstabilität und eine Rückdrehssicherung geschaffen. Eine solche Rückdrehssicherung ist insbesondere deshalb vorteilhaft, weil ein Rückdrehen allein schon bei repetitiven Wechselleistungen auftreten könnte.

[0009] Neben einer sicheren Stabilisierung ist es dadurch gegebenenfalls auch möglich, mit weniger Schrauben auszukommen. Unter der Platte ergeben sich so keine oder wesentlich weniger Durchblutungsstörungen, da die Gefäße der Knochenhaut nicht abgeklemmt werden.

[0010] Die Bohrungen in den Knochen für den Einsatz von Schrauben sind nicht in einer Reihe ausgerichtet. Die Fragmentspaltung ist dadurch im wesent-

lichen verhindert und außerdem ergeben sich dadurch auch wesentlich weniger Durchblutungsstörungen. Besonders vorteilhaft wirkt sich dabei die Konvergenz der eingesetzten Schrauben aus. Die aufeinanderfolgend an einem Knochen eingesetzten Schrauben kreuzen sich somit annähernd im Zentrum des Markraumes im Knochen. Durch diese Maßnahme wird die Torsionsstabilität der Plattenosteosynthese wesentlich erhöht. In einer Linie relativ nahe zueinander implantierte Schrauben können bei Einwirkung starker Torsionskräfte eine Spaltung des Knochens bewirken. In einer Linie relativ nahe zueinander implantierte Schrauben können ferner durch Unterbrechung der in den längs gerichteten Haverschen Kanälen verlaufenden Blutgefäße eher eine sich ungünstig auswirkende Durchblutungsstörung verursachen als zueinander versetzte Löcher und somit als einander aufeinanderfolgend kreuzende Schrauben.

[0011] Durch die erfundungsgemäßen Maßnahmen ist ein Schritt in eine elastische Platte erreicht worden, wobei durch die Bewegungsmöglichkeiten eine natürliche Knochenheilung mit Callusbildung erwartet wird, wie dies früher eben bei der Anwendung eines Gipsverbandes der Fall war.

[0012] Weiter wird vorgeschlagen, dass die Seitenbegrenzungen der Platte im wesentlichen den versetzten Löchern und den Außenkonturen der Löcher folgen, so dass die Platte über deren Länge in Draufsicht gesehen einen im wesentlichen wellenförmigen Verlauf aufweist. Dadurch ist über die Länge der Platte zumindest annähernd eine gleichbleibende Stabilität trotz einer materialsparenden Fertigung möglich geworden. Es ist somit auch die Gewähr gegeben, dass die einzusetzende Platte nicht überdimensioniert ist.

[0013] Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung liegt darin, dass die Platte in deren Längsrichtung gesehen mehrfach verwunden ausgeführt ist, wobei im Bereich der einzelnen Löcher die Hauptausrichtung quer zur Längserstreckung der Platte jeweils zumindest annähernd rechtwinklig zur Mittelachse des entsprechenden Loches verläuft. Dadurch liegt die Platte im jeweiligen Befestigungsbereich annähernd parallel zur Oberfläche des Knochens. Es ist somit im wesentlichen immer ein gleichbleibender Spalt zwischen Knochen und Platte gegeben.

[0014] Um gerade am Übergangsbereich zwischen zwei miteinander zu verbindenden Knochenfragmenten eine exakte Ausrichtung zu ermöglichen, wird vorgeschlagen, dass die dem Mittelabschnitt der Platte bezogen auf deren Länge nächstliegenden beiden Löcher derselben Seitenbegrenzung der Platte zugewandt sind.

[0015] In diesem Zusammenhang ist es auch vor-

teilhaft, wenn die gedachte Mittelebene der Platte auch die Mittelebene des Mittelabschnittes der Platte ist. Dies erleichtert die Zentrierung der Platte am Knochen.

[0016] Eine optimale konstruktive Gestaltung ergibt sich dadurch, dass die Größe der Querschnittsfläche der Platte zumindest annähernd über deren ganze Länge konstant ist. Es ergeben sich dadurch keine durch die Löcher in der Platte verursachten Schwachstellen.

[0017] Da gerade im Verbindungsreich zwischen zwei Knochen, also in dem beispielsweise einen Knochenbruch überbrückenden Bereich, besondere Kräfte von der Platte zu übertragen sind, ist es jedoch vorteilhaft, wenn die Querschnittsfläche der Platte im Bereich des Mittelabschnittes größer ausgeführt ist als in den anderen Abschnitten der Platte.

[0018] Um in jedes Knochenfragment die Kräfte über die Schrauben in gleichem Maße einbringen zu können, wird vorgeschlagen, dass der Abstand der Löcher in Längsrichtung der Platte gesehen von den Plattenenden ausgehend gleich ist, daß jedoch der Abstand zwischen den beiden an den Mittelabschnitt anschließenden Löcher größer ist. Durch den größeren Abstand der beiden frakturnahen Schrauben von der Frakturfläche werden Durchblutungsstörungen vermindert. Im Knochen verlaufen die Hauptblutgefäße in Längsrichtung. Wenn somit die frakturnahen Schraubenlöcher zu nahe der Frakturfläche sind, könnte es eine „schattenförmige“ Durchblutungsstörung geben.

[0019] Weiter wird vorgeschlagen, dass an der Unterseite der Platte ein- oder beidseitig eines jeden Loches nahe der Seitenbegrenzungen auskragende Nocken ausgebildet sind. Diese Nocken bilden „Füßchen“ an den Plattenrändern, die hauptsächlich bei der Plattenmontage vorteilhaft sein können. Diese Nocken verhindern ein vollflächiges Anliegen der Platte am Knochen, können gegebenenfalls die Torsionsstabilität erhöhen und die Schraubenhälse am Übergang zwischen Schraubenschaft und Kopf entlasten. Durch die Nocken allein wird die Durchblutung des Knochens nicht wesentlich gestört. Durch die Verklemmung der Schrauben in der Platte selbst wird erreicht, dass die Platte schlussendlich einen gewissen Abstand von der Oberfläche des Knochens beibehält.

[0020] Zur Verhinderung von Gewebeschäden an den Weichteilen, speziell an den Sehnen, die über der Platte liegen oder über die Platte ziehen, wird vorgeschlagen, dass die beiden Enden und die Kanten und Übergänge der Platte flach und abgerundet ausgeführt sind.

[0021] Eine weitere spezielle Ausgestaltung sieht

vor, dass die Mittelachsen der Löcher mit der gedachten Mittelebene der Platte einen spitzen Winkel von annähernd 15° einschließen. Durch das spitzwinklige Eindrehen der Schrauben und die sich kreuzenden Löcher samt Schrauben wird die Torsionsstabilität der Osteosynthese wesentlich verbessert. Die Schrauben werden in wesentlich geringerem Maße auf Biegung beansprucht.

[0022] Weiter wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, dass die Platte aus faserverstärkten Thermoplasten hergestellt ist und die Anisotropie der elastischen Eigenschaften der Platte auf die Elastizität oder Steifigkeit des Knochens einstellbar oder eingestellt ist. Das erfindungsgemäße Osteosyntheseplattensystem ist somit als elastische Fixation ausgelegt. Es ist somit eine Homoelastizität gegeben, weil die Platte nur eine gleichartige Steifigkeit und nicht, wie diese für isoelastische Implantate gefordert wird, eine gleichwertige Steifigkeit hat. Durch den Einsatz eines solchen Werkstoffes und durch die entsprechende Fertigung ergibt sich der wesentliche Vorteil einer elastischeren Osteosynthese. Dadurch ergibt sich weniger Stressshielding und weniger reaktive Osteoporose. Außerdem wird der Anreiz für eine Callusbildung gefördert. Gerade durch die Kombination einer Platte aus faserverstärkten Thermoplasten und einer Verklemmung zwischen Kopf der Schraube und der Lochwandlung in der Platte wird eine elastische Platte für eine optimale natürliche Knochenheilung erzielt.

[0023] In diesem Zusammenhang ist es besonders vorteilhaft, dass bei der Herstellung der Platte die Anisotropie der elastischen Eigenschaften gemäß der Formel E-Modul(längs): E-Modul(tangential) = 0,3 bis 0,7 einstellbar ist. Der E-Modul einer solchen homoelastischen Platte bewegt sich zwischen 30 und 70 GPa (bei Knochen sind dies bis 20 GPa). Schon bei einer Evaluationsplatte ergab sich ein Verhältnis gemäß der genannten Formel von ca. 0,3. Als System, also auf Knochenersatz montiert, war bei der Evaluationsplatte dieses Verhältnis noch kleiner. Die versetzten Schrauben bringen dieses Verhältnis auf einen guten Mittelwert von ca. 0,5. Die Feineinstellung dieser anisotropen elastischen Eigenschaften kann durch entsprechende Steuerung im Herstellungsverfahren, beispielsweise in einem Gegentaktfließpressverfahren, erfolgen.

[0024] Eine weitere vorteilhafte Maßnahme wird darin gesehen, dass der Kopf der Schraube mit einem Gewinde versehen ist. In bevorzugter Weise ist dabei der Kopf der Schraube mit einem Feingewinde versehen. Dadurch ist eine optimale Vorspannung der Schraube in der Platte möglich. Heute eingesetzte Osteosyntheseplatten werden gegenüber dem Knochen vorgespannt. Die so in den Knochen induzierten Spannungen können zu Knochenresorption, Knochenabbau und somit zu Knochenschwächung führen, was wiederum nach Entfernen des Implantates

das Risiko einer Refraktur erhöht. Dank der Vorspannung der Schrauben in der Platte selbst wird keine Druckbelastung von der Platte aus in den Knochen induziert, was einen höheren Heilungserfolg verspricht.

[0025] Durch den Einsatz eines Gewindes, vorzugsweise eines gegebenenfalls zweigängigen Feingewindes, ergibt sich ein optimales Verklemmen des Kopfes der Schraube in dem entsprechenden Loch in der Platte. Durch den leicht konischen, mit einem Feingewinde versehenen Kopf ist einerseits das Einführen des Schraubekopfes in das entsprechende Loch in der Platte erleichtert, was bei einer leicht exzentrischen Bohrung des Schraubenkanals im Knochen wichtig sein könnte, andererseits ergibt sich eine wirksame Verklemmung des Kopfes in dem entsprechenden Loch.

[0026] Gerade durch den Einsatz eines Gewindes, insbesondere eines Feingewindes, am Kopf der Schraube wird auch eine gute Sicherung gegen ein Rück- oder Ausstoßen des Kopfes aus dem Loch geschaffen. Solche axiale Kräfte entstehen bei einer Krafteinwirkung in Schraubenlängssachse vom Knochen gegen den Kopf der Schraube, z. B. bei einer Torsions- oder Biegebeanspruchung.

[0027] Eine vorteilhafte Maßnahme wird auch darin gesehen, dass der Kopf der Schraube im Bereich des Gewindes mit einer oder mit mehreren Längsrille(n) versehen ist. Dadurch wird die Möglichkeit der Aufnahme von Gewebedebris geschaffen.

[0028] Für eine zusätzliche Verdreh sicherung der Schraube ist vorgesehen, dass die Schraube an ihrem mit einem Gewinde versehenen Schaft im Querschnitt un rund, z. B. trilobular, ausgeführt ist. Nach dem Eindrehen der Schraube bewirkt das nachwachsende Knochengewebe sozusagen eine Eigensicherung, da die un runde Schraube eingespannt wird. Es ist damit auch im Knochen selbst eine Art elastischer Verklemmung gegeben.

[0029] Damit das große Drehmoment beim Eindrehen der Schrauben, aber auch beim Herausdrehen derselben, bestmöglich übertragen werden kann, wird vorgeschlagen, dass der Kopf der Schraube mit einem Innenwerkzeugangriff mit vier von einer mittigen Öffnung radial nach außen geführten bogenförmigen Ausbuchtungen versehen ist.

Ausführungsbeispiel

[0030] Ausführungsbeispiele der Erfindung werden in der nachstehenden Beschreibung anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

[0031] [Fig. 1](#) eine Schrägansicht einer als Implantat für eine Osteosynthese einsetzbaren Platte;

[0032] [Fig. 2](#) eine Ansicht einer als Implantat für eine Osteosynthese einsetzbaren Schraube;

[0033] [Fig. 3](#) einen Schnitt durch ein Einsatzbeispiel des Implantates aus Platte und Schraube an einem Knochen;

[0034] [Fig. 4](#) eine Draufsicht auf eine Platte;

[0035] [Fig. 5](#) einen Schnitt nach der Linie V-V in [Fig. 4](#);

[0036] [Fig. 6](#) einen Horizontalschnitt nach der Linie VI-VI in [Fig. 7](#);

[0037] [Fig. 7](#) eine Seitenansicht der Platte;

[0038] die [Fig. 8](#) bis [Fig. 15](#) Schnitte nach den LinienvIII-VIII bis XV-XV in [Fig. 7](#).

[0039] Das in den Zeichnungen dargestellte Implantat für Osteosynthesen besteht aus einer mit mehreren in Längsrichtung aufeinander folgenden Löchern **3** versehenen Platte **1** und meist mehreren durch die Löcher **3** in der Platte **1** hindurch einsetzbaren und in bestimmungsgemäßer Lage in einen Knochen **4** eindrehbaren Schrauben **2**. Zumindest ein Großteil der zur Aufnahme der Schrauben **2** bestimmten Löcher **3** sind bezogen auf eine gedachte Mittelebene **5** der Platte **1** alternierend nach außen versetzt angeordnet. Die Mittelachsen **6** der Löcher **3** schließen mit der gedachten Mittelebene **5** der Platte **1** einen spitzen Winkel **W** ein. Die Löcher **3** verjüngen sich von der bestimmungsgemäß außen liegenden Oberfläche **7** der Platte **1** ausgehend konisch. Die Schrauben **2** weisen einen zu den von den Löchern **3** gebildeten Abschnitten im wesentlichen korrespondierenden, sich konisch zu dem mit einem Gewinde **8** versehenen Schaft **9** hin verjüngenden Kopf **10** auf. Die Schraube **2** ist über deren Kopf **10** kraft- und/oder formschlüssig in den Löchern **3** fixierbar.

[0040] Die Seitenbegrenzungen **11**, **12** der Platte **1** folgen im wesentlichen den versetzten Löchern **3** und auch den Außenkonturen der Löcher **3**. Die Platte **1** weist daher über deren Länge in Draufsicht gesehen einen im wesentlichen wellenförmigen Verlauf auf. Ferner ist die Platte **1** in deren Längsrichtung gesehen mehrfach verwunden ausgeführt, wobei im Bereich der einzelnen Löcher **3** die Hauptausrichtung quer zur Längserstreckung der Platte **1** jeweils zumindest annähernd rechtwinklig zur Mittelachse **6** des entsprechenden Loches **3** verläuft.

[0041] Die einem Mittelabschnitt **13** der Platte bezogen auf deren Länge nächstliegenden beiden Löcher **3** sind derselben Seitenbegrenzung **11** (oder **12**) der Platte **1** zugewandt. Der Begriff „Mittelabschnitt“ bezeichnet zwar einen zentralen Teil der Platte, der die Mitte der Platte enthält, jedoch muss dieser Mittelab-

schnitt **13** nicht immer genau in der Mitte bezogen auf die Länge der Platte **1** angeordnet sein. Bei Platten mit einer geraden Anzahl von Löchern **3** ist es wohl immer die Mitte (außer bei extrem langen Platten). Bei einer ungeraden Anzahl von Löchern **3** liegt der Mittelabschnitt **13** zwischen den Löchern $x/2+0,5$ und $x/2-0,5$. Vorteilhaft ist dabei die Konstruktion so, dass die gedachte Mittelebene **5** der Platte **1** auch die Mittelebene **5** des Mittelabschnittes **13** der Platte **1** ist.

[0042] Von der Seite her gesehen ist die Platte **1** leicht gebogen ausgeführt, wobei beispielsweise der Abstand einer durch die Plattenenden gelegten Sehne vom Mittelabschnitt **13** etwa 2 mm betragen kann. Diese Längsbiegung kann auch dem Aufbiegen einer Fraktur entgegenwirken, wenn ein Biegemoment senkrecht auf die Unterseite der Platte einwirkt. Es ist durch diese Längsbiegung eine bessere Anpassung an die Geometrie des Unterarmknochens möglich geworden.

[0043] Die Größe der Querschnittsfläche der Platte **1** ist zumindest annähernd über deren ganze Länge konstant. Die Querschnittsfläche der Platte **1** im Bereich des Mittelabschnittes **13** kann jedoch größer ausgeführt sein als in den anderen Abschnitten der Platte **1**. Gerade in diesem den Frakturbereich übergreifenden Mittelabschnitt ist somit eine zusätzliche Optimierung der Torsionssteifigkeit möglich.

[0044] Der Abstand der Löcher **3** in Längsrichtung der Platte **1** gesehen von den Plattenenden **14** ausgehend ist gleichbleibend. Es kann jedoch der Abstand zwischen den beiden an den Mittelabschnitt **13** anschließenden Löcher **3** größer sein. Je nach Einsatzbereich oder besonderer Umstände ist es auch denkbar die Lochabstände variabel zu gestalten.

[0045] An der Unterseite **16** der Platte **1** können ein- oder beidseitig eines jeden Loches **3** nahe der Seitenbegrenzungen **11**, **12** auskragende Nocken **17** ausgebildet sein. Diese Nocken **17** können bei der Montage der Platte vorteilhaft sein, um dadurch einen entsprechenden Spalt zwischen der Knochenoberfläche und der Platte **1** herzustellen. Im Endzustand wird jedoch die Platte **1** nicht gegen die Oberfläche des Knochens **4** gepresst, so dass die Nocken ohne Druck aufliegen und praktisch nur den Abstand bei der Montage selbst sichern. Durch das Eindrehen der Schrauben selbst erfolgt in keiner Weise ein Anpressen der Platte an die Oberfläche des Knochens.

[0046] Die beiden Enden **14** der Platte **1**, aber auch alle Kanten und Übergänge, sind flach und abgerundet ausgeführt. Die in der Zeichnung noch annähernd zylindrisch dargestellten Ansätze **15** sind lediglich aus Herstellungsgründen noch angebrachte Abschnitte, welche jedoch in der Regel schon vor dem endgültigen Einsatz abgetrennt werden.

[0047] Um eine optimale Konvergenz der einzudrehenden Schrauben **2** zu erreichen (siehe auch die Darstellung in [Fig. 3](#)) sind die Mittelachsen **6** der Löcher **3** und somit im eingedrehten Zustand der Schrauben **2** auch deren Mittelachsen in einem spitzen Winkel **W** zu der gedachten Mittelebene **5** der Platte **1** ausgerichtet. Vorteilhaft schließen die Mittelachsen **6** der Löcher **3** mit der gedachten Mittelebene **5** der Platte **1** einen spitzen Winkel **W** von annähernd 15° ein.

[0048] Die Platte **1** und vorteilhafterweise auch die Schraube **2** sind aus faserverstärkten Thermoplasten hergestellt. Die Fertigung kann in einem Pressverfahren, beispielsweise in einem Fließpressverfahren oder in einem Gegentaktfließpressverfahren, erfolgen. Dabei ist die Anisotropie der elastischen Eigenschaften der Platte **1** auf die Elastizität oder Steifigkeit des Knochens **4** einstellbar. Bei der Herstellung der Platte ist die Anisotropie der elastischen Eigenschaften gemäß der Formel E-Modul(längs): E-Modul(tangential) = 0,3 bis 0,7 einstellbar. Als optimal wird dabei ein Mittelwert von 0,5 angesehen.

[0049] Damit eine ordnungsgemäße Klemmwirkung des Kopfes **10** der Schraube **2** in dem entsprechenden Loch **3** der Platte **1** erzielt werden kann, um also die erforderliche Steifigkeit dieser Verbindung zu bewerkstelligen, wird vorteilhaft der Kopf **10** der Schraube **2** mit einem Gewinde **18** versehen. Auf dem an sich in korrespondierender Konstruktion mit dem Loch **3** konisch ausgeführten Kopf **10** der Schraube ist in optimaler Weise ein Feingewinde vorgesehen. Bei einer zweigängigen Ausgestaltung des Feingewindes wird eine dem Gewinde **8** auf dem Schaft **9** angepasste Gewindesteigung erreicht und außerdem eine feste Klemmwirkung des Kopfes **10** der Schraube **2** in Bezug auf die Platte **1**. Wenn außerdem der Kopf **10** der Schraube **2** im Bereich des Gewindes **18** mit einer oder mit mehreren Längsrille(n) versehen ist, ist eine Möglichkeit zur Aufnahme von Gewebedebris geschaffen. Beim Eindrehen der Schraube **2** wird in den letzten paar Umdrehungen plötzlich eine Erhöhung des Drehmomentes bewirkt, wobei dieses höhere Drehmoment durch den gegenseitigen Eingriff der Wandung des Loches **3** und des Kopfes **10** der Schraube **2** zustandekommt. Dies bedeutet eine optimale Klemmwirkung zwischen Schraube **2** und Platte **1**, wobei es niemals zu einem Überdrehen des Gewindes **8** im Knochen **4** kommen kann.

[0050] Um eine weitere Möglichkeit der Verdreh sicherung zu bewerkstelligen, ist die Schraube **2** an ihrem mit einem Gewinde **8** versehenen Schaft **9** im Querschnitt unrunder, z.B. trilobular, ausgeführt. Solche Querschnittsformen werden in der Regel als „Gleichdick“ bezeichnet. Im Rahmen der Erfindung wäre es denkbar, auch den Bereich des Kopfes **10** der Schraube **2** im Querschnitt unrunder auszuführen.

[0051] Der Kopf **10** der Schraube **2** ist mit einem Innenwerkzeugangriff **19** versehen, was für die Montage und auch für die Demontage solcher Schrauben vorteilhaft ist. Eine vorteilhafte Ausgestaltung sieht dabei einen Innenwerkzeugangriff **19** mit vier von einer mittigen Öffnung radial nach außen geführten bo genförmigen Ausbuchtungen vor. Auf diese Weise ist eine sehr günstige Übertragung des Drehmomentes möglich.

[0052] Die Schnittdarstellungen in den [Fig. 8](#) bis [Fig. 15](#) bedürfen keiner weiteren Erläuterungen. Die technischen Details sind bereits im einzelnen aus der vorstehenden Beschreibung ersichtlich, wobei die Schnittdarstellung für sich selbstredend sind.

[0053] Sowohl an der Platte **1** als auch an der eingesetzten Schraube **2** sind wesentliche erfinderische Merkmale gegeben, die in ihrer Summe zusätzlich noch eine optimale Erhöhung der Tauglichkeit von Implantaten mit sich bringen.

Patentansprüche

1. Implantat für Osteosynthesen, bestehend aus einer mit mehreren in Längsrichtung aufeinander folgenden Löchern versehenen Platte und durch die Löcher in der Platte hindurch einsetzbaren und in bestimmungsgemäßer Lage in einen Knochen eindrehbaren Schrauben, wobei zumindest ein Großteil der zur Aufnahme der Schrauben bestimmten Löcher bezogen auf eine gedachte Mittelebene der Platte alternierend nach außen versetzt ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittelachsen **(6)** der Löcher **(3)** mit der gedachten Mittelebene **(5)** der Platte **(1)** einen spitzen Winkel **(W)** einschließen, dass die Löcher **(3)** von der bestimmungsgemäß außen liegenden Oberfläche **(7)** der Platte **(1)** ausgehend sich konisch verjüngen, und daß die Schrauben **(2)** einen zu den von den Löchern **(3)** gebildeten Abschnitten im wesentlichen korrespondierenden, sich konisch zu dem mit einem Gewinde **(8)** versehenen Schaft **(9)** hin verjüngenden Kopf **(10)** aufweisen, der kraft- und/oder formschlüssig in den Löchern **(3)** fixierbar ist.

2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Seitenbegrenzungen **(11), (12)** der Platte **(1)** im wesentlichen den versetzten Löchern **(3)** und den Außenkonturen der Löcher **(3)** folgen, so dass die Platte **(1)** über deren Länge in Draufsicht gesehen einen im wesentlichen wellenförmigen Verlauf aufweist.

3. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Platte **(1)** in deren Längsrichtung gesehen mehrfach verwunden ausgeführt ist, wobei im Bereich der einzelnen Löcher **(3)** die Hauptausrichtung quer zur Längserstreckung der Platte **(1)** jeweils zumindest annähernd rechtwinklig zur Mittel achse **(6)** des entsprechenden Loches **(3)** verläuft.

4. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die dem Mittelabschnitt (13) der Platte (1) bezogen auf deren Länge nächstliegenden beiden Löcher (3) derselben Seitenbegrenzung (11, 12) der Platte (1) zugewandt sind.

5. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die gedachte Mittelebene (5) der Platte (1) auch die Mittelebene des Mittelabschnittes (13) der Platte (1) ist.

6. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Größe der Querschnittsfläche der Platte (1) zumindest annähernd über deren ganze Länge konstant ist.

7. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Querschnittsfläche der Platte (1) im Bereich des Mittelabschnittes (13) größer ausgeführt ist als in den anderen Abschnitten der Platte (1).

8. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Abstand der Löcher (3) in Längsrichtung der Platte (1) gesehen von den Plattenenden ausgehend gleich ist, daß jedoch der Abstand zwischen den beiden an den Mittelabschnitt (13) anschließenden Löcher (3) größer ist.

9. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass an der Unterseite (16) der Platte (1) ein- oder beidseitig eines jeden Loches (3) nahe der Seitenbegrenzungen (11, 12) auskragende Nocken (17) ausgebildet sind.

10. Implantat nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Enden (14) und die Kanten und Übergänge der Platte (1) flach und abgerundet ausgeführt sind.

11. Implantat nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittelachsen (6) der Löcher (3) mit der gedachten Mittelebene (5) der Platte (1) einen spitzen Winkel (W) von annähernd 15° einschließen.

12. Implantat nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Platte (1) aus faserverstärkten Thermoplasten hergestellt ist und die Anisotropie der elastischen Eigenschaften der Platte (1) auf die Elastizität oder Steifigkeit des Knochens (4) einstellbar bzw. eingestellt ist.

13. Implantat nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Herstellung der Platte (1) die Anisotropie der elastischen Eigenschaften gemäß der Formel E-Modul(längs): E-Modul(tangential) = 0,3 bis 0,7 einstellbar ist.

14. Implantat nach einem der vorstehenden An-

sprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf (10) der Schraube (2) mit einem Gewinde (18) versehen ist.

15. Implantat nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf (10) der Schraube (2) mit einem Feingewinde versehen ist.

16. Implantat nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf (10) der Schraube (2) im Bereich des Gewindes (18) mit einer oder mit mehreren Längssrille(n) versehen ist.

17. Implantat nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schraube (2) an ihrem mit einem Gewinde (8) versehenen Schaft (9) im Querschnitt unrunder, z. B. trilobular, ausgeführt ist.

18. Implantat nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf (10) der Schraube (2) mit einem Innenwerkzeugangriff (19) mit vier von einer mittigen Öffnung radial nach außen geführten bogenförmigen Ausbuchtungen versehen ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 2

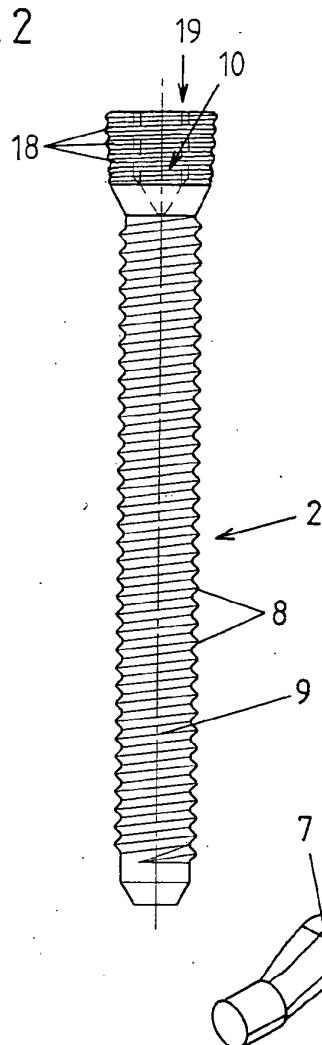


Fig. 3 *

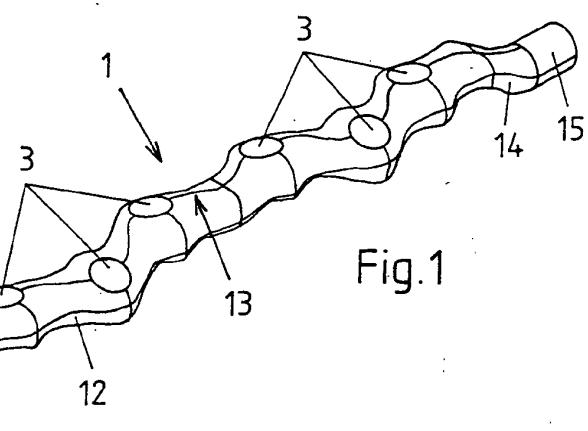
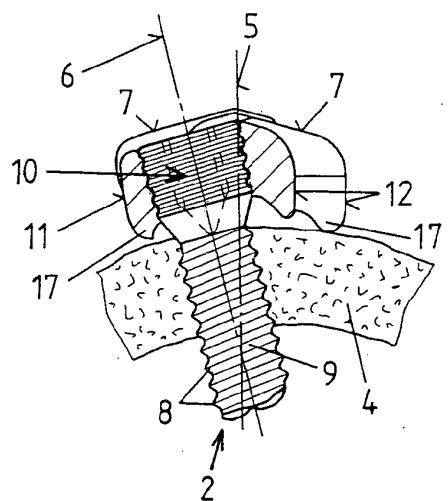


Fig. 1

Fig. 5

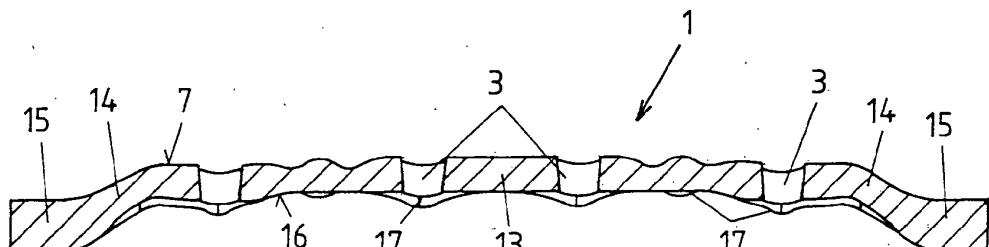


Fig. 4

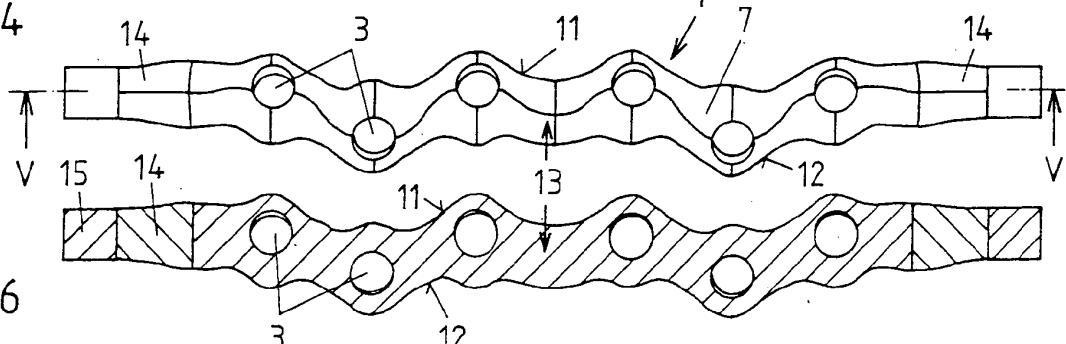


Fig. 6

Fig. 7

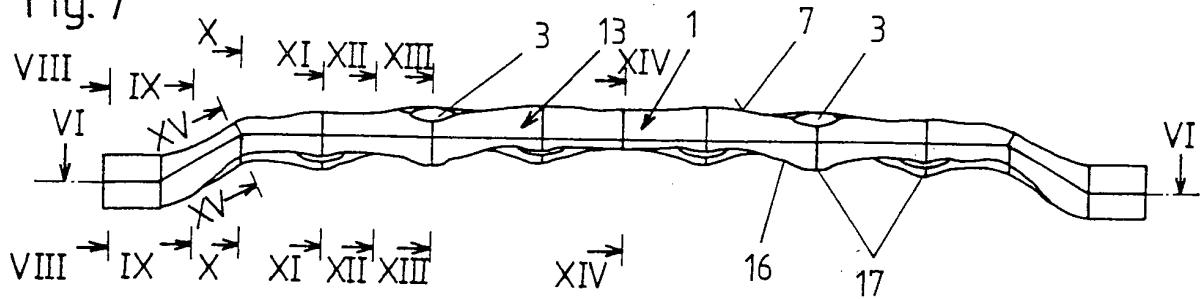


Fig. 8

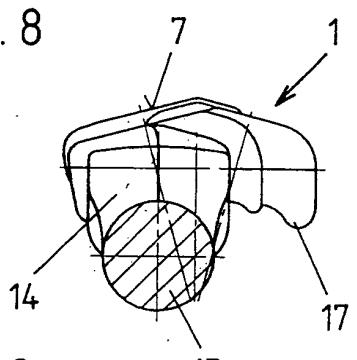


Fig. 9

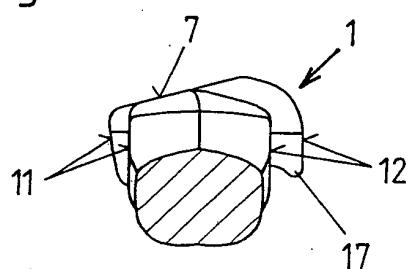


Fig. 10

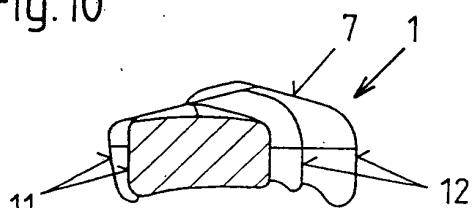


Fig. 15

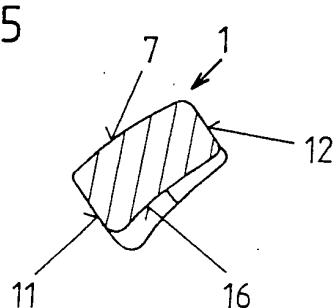


Fig. 11

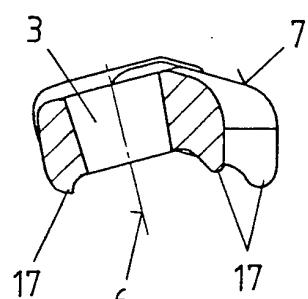


Fig. 12

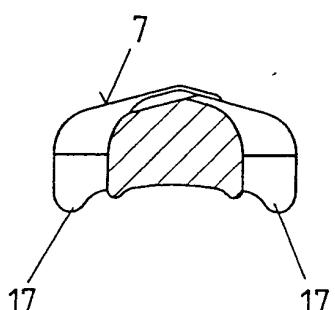


Fig. 13

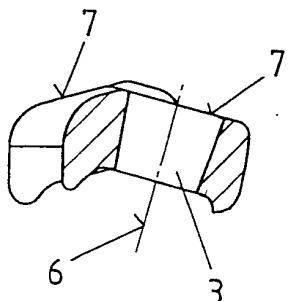


Fig. 14

