



(12)

PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 2097/85

(51) Int.Cl.⁵ : A61F 2/30

(22) Anmeldetag: 16. 7.1985

(42) Beginn der Patentdauer: 15. 9.1989

(45) Ausgabetag: 26. 3.1990

(56) Entgegenhaltungen:

US-A-4352212 WO-A1-83/02555
AT-PS-349618 DE-A1-312339 DE-B2-2542056 DE-A1-3007036

(73) Patentinhaber:

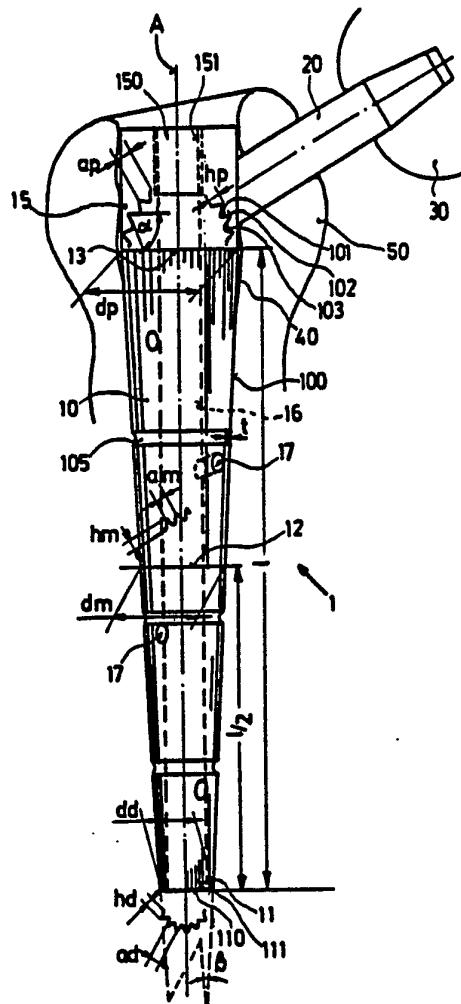
BÖHLER GESELLSCHAFT M.B.H.
A-1010 WIEN (AT).

(72) Erfinder:

KALTENBRUNNER WERNER ING.
ST. MAREIN, STEIERMARK (AT).
KOTZ RAINER DR.
WIEN (AT).

(54) KNOCHENIMPLANTAT FÜR ENDOPROTHESEN

(57) Die Erfindung betrifft ein Knochenimplantat für Endoprothesen, insbesondere für Gelenke bzw. Gelenkteile des Bewegungs- bzw. Gehapparates des Menschen, mit in eine röhrenförmige Ausnehmung eines Knochens einbringbarem, dem distalen Ende zu sich verjüngenden Schaft und gesondert gebildetem Zwischenstück für ein Gelenkteil das im wesentlichen darin besteht, daß der Schaft (10) an der mit dem Knochen (50) in Kontakt bringbaren Mantelfläche (100) schneidenartige, über die gesamte Länge (1) sich erstreckende, radial gerichtete Vorsprünge (101) aufweist.



AT 390 183 B

Die Erfindung betrifft ein Knochenimplantat für Endoprothesen, insbesondere für Gelenke bzw. Gelenkteile des Bewegungs- bzw. Geh-Apparates des Menschen, mit in eine röhrenförmige Ausnehmung eines Knochens einbringbarem, dem distalen Ende zu sich verjüngenden Schaft und gesondert gebildetem Zwischenstück für ein Gelenkteil.

5 Es ist eine große Anzahl von derartigen implantierbaren Prothesen, insbesondere für Hüftgelenke bekannt geworden, wobei für die im Knochen zu verankernden Schäfte verschiedene biokompatible, also mit Gewebe und Körperflüssigkeiten verträglich und von diesen nicht korrodierbare Materialien, wie insbesondere Metalle, z. B. hochlegierte Stähle, Sonderlegierungen, Keramik, Faserverbund-Kunststoffe, Holz od. dgl. vorgeschlagen worden sind. Bei aller Vielfalt der Ausbildung weisen die bekannten Verankerungsteile für solche Endoprothesen 10 durchwegs einen längeren Schaftkörper auf, welcher in den Knochen eingebracht wird, wobei an dem proximalen Ende des Schaftes entweder direkt ein Gelenkteil, z. B. eine Gelenkspfanne, -fläche, -kugel oder -rolle angeordnet ist, oder aber ein vom Schaft zum jeweiligen Gelenkteil, z. B. zur Einhaltung bestimmter Lagewinkel und Abstände vorgesehener Verbindungs- oder Zwischenteil vorgesehen ist, der häufig einstückig mit dem Schaft 15 ausgebildet ist, mit welchem der jeweilige Gelenkteil, bevorzugt lösbar, verbindbar ist. Die Materialien von Gelenkteil und Prothesenschaft sind meist auf Grund der verschiedenen Funktionen nicht identisch. Die meisten der in längliche, insbesondere in Röhrenknochen einbringbaren Gelenks-Endoprothesenschafts sind so ausgebildet, daß der Querschnitt vom proximalen zum distalen Endbereich hin abnimmt, womit eine Anpassung an die natürlichen Gegebenheiten, wie insbesondere die Form des Hohlraumes des Knochens ermöglicht ist, 20 wodurch die Materialabtragung bei der Herstellung einer Ausnehmung zur Aufnahme des Implantatschaftes minimiert werden soll.

25 Zur Verankerung von Implantaten im Knochen sind einerseits der Einsatz von Bindemitteln, z. B. auf Kunststoffbasis, und andererseits eine direkte, bindemittelfrei arbeitende Technik der Verankerung bekanntgeworden, wobei bei Direktverankerung Probleme infolge Wärmeentwicklung und Gewebe- 30 Unverträglichkeit des Bindemittels vermeidbar sind. Angestrebt wird, nach Einbringen des Schaftteiles möglichst ein längere Zeit beanspruchendes Einwachsenlassen desselben im Knochen nicht abwarten zu müssen und sofort nach Einbringung des Implantates eine stabile Verbindung von Schaft und Knochen zu schaffen.

35 Für die bisher handelsüblichen und in der Praxis verwendeten Implantatschäfte, welche in der Regel keinen rotationssymmetrischen, sondern zur verdrehsicheren Verankerung z. B. etwa abgerundete Kanten aufweisenden mehr-, vorzugsweise etwa rechteckigen Querschnitt mit Längsnuten, Ausnehmungen, Öffnungen od. dgl. und zur Anpassung an den Knochen bei vielen Fabrikaten Längskrümmung aufweisen, erfolgt die Herstellung der Ausnehmung für deren Aufnahme im wesentlichen in der Weise, daß eine solche mittels einer der Gestalt des Schaftes im wesentlichen entsprechend geformten Raspel, Räumwerkzeug od. dgl., die mittels z. B. pneumatischen Antriebes oszillierend bewegt wird, in den Knochen gegen die Diaphyse hin vorgetrieben wird. Obwohl diese Technik schon lange Zeit gebräuchlich ist, lassen sich damit Ausnehmungen, deren Wandung über 40 große Bereiche oder gänzlich mit der Außenfläche des Implantatschaftes präzise in satt anliegendem Kontakt kommen könnte, nicht erreichen. Vielmehr liegen diese bekannten verschiedene Formen aufweisenden Implantatschäfte nur an wenigen Stellen und über relativ kleine Bereiche an der Ausnehmungs-Wandung an, womit jedoch gerade an diesen Stellen die Einleitung der mechanischen Kräfte über Zonen relativ geringer Flächenausdehnung und damit hohe Druckbelastung erfolgt. Solche Druckspitzen jedoch bewirken, wie bekannt, eine Störung des biologischen Gleichgewichtes im Knochen, auf welche dieser in der Weise reagiert, daß gerade an diesen Stellen erhöhte Druckbeanspruchung ein Abbau der Knochensubstanz und damit eine Schwächung der Cortex und somit die Gefahr einer Lockerung des Sitzes des Schaftes eintritt. Bekanntgeworden ist weiters z. B. aus der DE-OS 2 049 11 ein Protheseglied mit kurzkegeligem Implantatschaft und im wesentlichen glatter Oberfläche, wobei gemäß dieser Druckschrift mittels eines eigenen Mechanismus eine Anpassung des 45 Elastizitätsmoduls des Schaftes an jenen des Knochens erreicht werden soll. Eine auf längere Zeit beanspruchbare lockungs- und verdrehsichere Verankerung im Knochen ist bei der dort gezeigten Ausführungsform nicht erreichbar.

50 Aus der US-PS 4 352 212 sind Knochenimplantate bekannt, welche einen Schaft mit gewindeähnlichen im Querschnitt sägezahnartigen Vorsprüngen aufweisen. Dadurch wird zwar ein Lösen in Achsrichtung weitgehend vermieden, eine Sicherheit gegen Verdrehung ist jedoch nicht gegeben.

Nach WO 83/02555 sind Knochenimplantate mit Einrichtungen zur Vermeidung einer Verdrehung bekannt, wobei der Schaft des Implantates stufenförmig oder sich gegen das proximale Ende hin trompetenförmig erweiternd ausgebildet ist. Die zur Verdrehssicherung stellenweise oder über die ganze Länge vorgesehenen Vorsprünge sind jedoch derart ausgebildet, daß beim Einsetzen Druckspitzen entstehen, die den Knochen in 55 nachteiliger Weise sprengen können.

In AT-PS 349 618 ist eine Körpergelenksendoprothese bekannt gemacht, welche eine Fixierung mit dem Knochen durch eine Schraubverbindung erstellt. Dabei muß in den Knochen ein Gegengewinde eingepreßt werden, was wenig drehstabil ist und wiederum zu einer Knochensprengung führen kann, wobei die örtlichen Belastungen nachteilig auf die Knochensubstanz wirken.

60 Die vorliegende Erfindung hat sich die Aufgabe gestellt, ein Knochenimplantat für Endoprothesen für Gelenke zu schaffen, bei welchem bei einer Vermeidung von Druckspitzen durch gleichmäßige Einleitung der mechanischen Belastung und Kräfte in den Knochen über größtmöglich satt anliegende Kontaktflächen

gleichzeitig höchste Sicherheit gegen Axialverdrehung und weiters ausgezeichnete physiologische Verträglichkeit und hohe Eignung für Langzeiteinsatz gegeben sind.

Gegenstand der Erfindung ist somit ein Knochenimplantat der eingangs genannten Art, das im wesentlichen darin besteht, daß der Schaft an der mit dem Knochen in Kontakt bringbaren Mantelfläche schneidenartige, über die gesamte Länge sich erstreckende, radial gerichtete Vorsprünge aufweist.

Durch die rotationssymmetrische, zumindest im wesentlichen konische Gestaltung des Schaftkörpers wird eine wesentliche Vereinfachung der Herstellung der Ausnehmung zu dessen Einbringung in den Knochen erreicht, wobei diese Ausnehmung hinsichtlich der Lage und Tiefe hochpräzise mit einem der jeweiligen Schaftdimension entsprechenden Schneid- bzw. Fräswerkzeug ohne oszillierendes Schaben od. dgl. ausgeführt werden kann. Damit ist, da hohe Übereinstimmung zwischen Konizität der Ausnehmungswand und der Außenmantelfläche des Schaftkörpers erzielbar ist, grundsätzlich wesentlich vergrößerte Kontaktfläche zum Knochen gegeben.

Überraschend war, daß dabei die Kanten aufweisenden Vorsprünge einen satten Sitz des Schaftes im Knochen mit hohem Flächenkontakt nicht behindern, dabei aber höchste Sicherheit gegen ein Verdrehen zu gewährleisten imstande sind. Die Kanten verdrängen die Knochensubstanz beim Einschlagen des Schaftes seitlich, fressen sich geringfügig in die Cortex ein, wobei sich in kurzer Zeit der biologische Gleichgewichtszustand wieder einstellen kann. Wie sich zeigte, ist weiters jegliche Gefahr eines keilartigen Aufspregens des Knochens, wie es z. B. bei flächiger Ausbildung von Verankerungselementen zu beobachten ist, völlig vermieden. Durch die rotationssymmetrisch konische Ausbildung ist zentrierendes Herausarbeiten der Ausnehmung und selbstzentrierendes Einbringen des Schaftes in den Knochen sichergestellt. Bei dieser Ausbildung ist immer an praktisch allen Bereichen des Schaftes, selbst bei Nachsetzvorgängen, die wie im übrigen gefunden wurde, höchstens im mm-Bereich stattfinden, immer ein sattes Anliegen der Kontaktflächen des Schaftes am Knochen gegeben. Die im wesentlichen in Richtung der Knochenerstreckung wirkenden Kräfte werden mittels des Konus auf relativ großer Fläche schräg mit jeweils geringeren Quer-Vektoren in den Knochen eingeleitet, sodaß Druckbelastungsspitzen mit der Gefahr eines lokalen Abbaues von Knochensubstanz in den mechanisch höher belasteten Zonen des Kontaktes der Prothese mit dem Knochen vermieden sind. Weiters ist, wie sich zeigte, bei der erfindungsgemäßen Ausbildung der Kontaktfläche auch hohe Sicherung gegen unerwünschtes Herausziehen des Schaftes aus dem Knochen gewährleistet. Durch die Kanten der Vorsprünge kann darüber hinaus der Einwachsvorgang stimuliert werden, wobei an sich sofort nach Einbringung des Implantates ohne Abwarten eines Einwachsens dessen primärstabile Verankerung gegeben ist. Durch die Anordnung einer Vielzahl längsverlaufender Vorsprünge ist weiters im Bereich der Nutgründe dazwischen ein Längstransport und -austausch biologischen Fluids an der Kontaktfläche und damit die Einstellung und Aufrechterhaltung des biologischen Gleichgewichtes auch in Längsrichtung sicherstellbar. Der trotz bzw. mit Hilfe der Kanten der Vorsprünge gleich nach dem Einschlagen erreichbare Vollflächenkontakt ist imstande, auch bei starken Querbelastungen mit Hebelwirkung ein Lockern der Prothese vollkommen hintanzuhalten. Betont sei ferner, daß das neue Implantat, wenn auch voraussichtlich für den Teilersatz von menschlichen Oberschenkelknochen am meisten zum Einsatz kommend, durchaus, da im wesentlichen über die Konusdimension anpaßbar, z. B. für Kniegelenke, aber auch für andere Gelenke des Menschen, z. B. Ellbogen- oder Schultergelenke, geeignet ist, wobei sich diese Anwendungspalette, insbesondere als Folge der überraschend hohen Sicherheit des neuen Prothesenschaftes gegen Herausziehen anbietet.

Insbesondere im Hinblick auf den Knocheninnenbau und damit auf die Langzeit-Stabilität und -Festigkeit der Implantat/Knochen-Verbindung sowie weiters zur Minimierung der zum fixen Verankern bei Herstellung der Implantat-Ausnehmung abzutragenden Knochensubstanz-Menge ist es bevorzugt, wenn die Konizität der Knochenkontaktfläche bzw. Neigung der Kanten der Vorsprünge des Schaftkörpers im wesentlichen einem Verhältnis der Differenz von dessen Durchmesser jeweils am proximalen und am distalen Ende des Schaftkörpers zu dessen Länge von 1:4 bis 1:20, insbesondere von 1:6 bis 1:15, bevorzugt von 1:8 bis 1:12, entspricht. Bei Einhalten dieser Konizität wird ein besonders ausgeglichenes Verhältnis zwischen radial wirksamen Kräften und Aufnahmekapazität des Knochens dafür erzielt, und es kann der notwendige Abtrag von Knochensubstanz für die Implantat-Ausnehmung gering gehalten werden. In der Praxis hat sich bei Oberschenkelknochen-Implantaten ein wie oben genanntes Verhältnis im Bereich von etwa 1:10 besonders bewährt.

Für die Physiologie des Knochens und weiters zur Erhöhung der Sicherheit gegen Verdrehbarkeit um die Schaftlängsachse und gegen unbeabsichtigte Extraktion des Implantates hat es sich als vorteilhaft erwiesen, wenn das Verhältnis des Abstandes von jeweils zwei einander benachbarten Vorsprüngen, gegebenenfalls Kanten, voneinander zum Durchmesser des Schaftkörpers, jeweils in dessen Mitte etwa 1:10 bis 1:20 beträgt. Für die Praxis bedeutet dies, daß etwa ein Oberschenkelgelenks-Endoprothesenschaft für einen Erwachsenen, z. B. einen proximalen Konus-Durchmesser von 10 bis 15 mm bei einer Länge von 100 bis 160 mm aufweisen kann und der Abstand zweier benachbarter Vorsprünge voneinander am proximalen, also breiten Schaft-Ende im Bereich von etwa 0,7 bis 1,1 mm betragen kann.

Für die Versorgung des Knochens in Implantatnähe und den Substanz-Austausch in Längsrichtung sowie für die Verdreh Sicherung der Verankerung vorteilhaft ist es, wenn dafür gesorgt ist, daß das Verhältnis der Höhe der Vorsprünge zum Durchmesser des Schaftkörpers jeweils in dessen Mitte etwa 1:10 bis 1:20 beträgt.

Fertigungstechnisch, jedoch auch hinsichtlich der Kräfte-Einleitung und -verteilung kann es weiters günstig sein, wenn die Höhe der Vorsprünge vom proximalen zum distalen Ende des Schaftkörpers hin abnimmt.

Um sofort bei Einbringung ganz satten Sitz des Implantates im Knochen zu erreichen und die Flächenbelastung besonders gleichmäßig und gering zu halten, kann es weiters von Vorteil sein, wenn die Höhe der Vorsprünge vom proximalen zum distalen Ende des Schaftkörpers hin im wesentlichen konstant ist, und der Schaftkörper eine nur dem Schaftdurchmesser im wesentlichen an seinem distalen Ende entsprechende Anzahl durchgehender Vorsprünge aufweist, zwischen welchen zum proximalen Ende hin erst beginnende, zu demselben hin sich kürzer erstreckende, weitere, vorzugsweise gleichartige, Vorsprünge angeordnet sind.

Allerdings erfordert diese Ausführungsform bei der Fertigung etwas mehr Aufwand. Für das Einbringen dieses Implantats kann zuerst in den Knochen die rotationssymmetrische kegelstumpfförmige Ausnehmung eingebracht werden, wonach dann zur Erhöhung der Präzision und Primärstabilität mit einem oszillierenden Abtrage-Werkzeug, also etwa mit einer entsprechend den verschiedenen Kanten mit Schneiden versehenen Raspel zur Positionierung der Vorsprünge entsprechende Längsriefen entsprechender Länge in die Konus-Wandung der Ausnehmung im Knochen eingebracht werden können.

Wenn, wie gemäß einer weiteren Variante vorteilhaft vorgesehen, der Schaftkörper an seinem distalen Ende einen Abschnitt mit einer Mantelfläche mit einem größeren Öffnungswinkel ihrer Erzeugenden als jenem des Schaftkörpers selbst aufweist, können ein seitliches Eindringen der distalen Kante des Schaftes bei nicht ganz korrekt eingebrachtem Implantat in die Cortex und damit eine abrupte Schwächung vermieden werden, und es ist im distalen Bereich an der Peripherie rundum ein stetiger Übergang von Implantat zum Knochen ohne horizontale Kerbstellen sichergestellt.

Bevorzugt weist der Schaftkörper an seinem proximalen Ende einen im wesentlichen zylindrischen Fortsatz, gegebenenfalls mit einem Verankerungselement, z. B. Innengewinde, auf. Bei einem deratigen proximalen Ansatz können eine unnötige Abtragung von Spongia in der Metaphyse und ein seitliches Abdrängen des Schaftkopfes vermieden werden. Das Verankerungselement kann ein späteres operatives Entfernen des Implantats wesentlich erleichtern.

Wenn, wie weiters vorteilhaft vorgesehen sein kann, der Schaftkörper einen zumindest zu seinem distalen Ende hin offenen, vorzugsweise zylindrischen, Hohlraum aufweist, werden Gewichtersparnis und verbesserte Versorgung des Gewebes infolge des innen freien Längsflusses der Körperfluide sichergestellt.

Dieser Fluß bzw. auch das Einwachsen des Implantates können noch weiter gefördert werden, wenn der Schaftkörper im wesentlichen radiale Verbindungsöffnungen zwischen Hohlraum und Knochenkontaktefläche aufweist.

Eine Kerbwirkungs-Verminderung bzw. eine Art rundum elastischer distaler Endbereich bei Hohlraum aufweisenden Implantatschaft nach Art einer Ringlippe beim Sitz im Knochen und damit Herabsetzung und verbesserte Verteilung der Druckbelastungen z. B. bei hebelartiger Beanspruchung lassen sich vorteilhaft erreichen, wenn der Übergang von der Knochenkontaktefläche zur distalen Endfläche insbesondere zum Hohlraum, des Schaftkörpers im wesentlichen gerundet, vorzugsweise mit einem Radius von etwa 0,2 bis 0,8 mm, insbesondere von etwa 0,5 mm, ausgebildet ist.

Wenn die Knochenkontaktefläche, vorzugsweise volumfähiglich, umlaufende, bevorzugt kantengerundete, entlang Ebenen im wesentlichen senkrecht zur Hauptachse verlaufende, gegebenenfalls gerundete Nutgründe aufweisende, Nuten bzw. Rillen aufweist, sind besonders hohe Verankerungssicherheit bei Zugbeanspruchung sowie Förderung des horizontal-peripheren Austausches der Körperfluide und Möglichkeit des Umwachsens gegeben.

Im Sinne besonders guter Verankerung und geförderten peripheren Fluid-Austausches hat es sich weiters als günstig erwiesen, wenn die Tiefe der umlaufenden Nuten, jeweils an der Stelle ihres Vorhandenseins zumindest gleich der dortigen Höhe der längsverlaufenden Vorsprünge gehalten ist.

Wenn, wie weiters vorteilhaft, vorgesehen, der Körper des Schaftes mit einem Zwischenstück für die Anordnung eines Gelenkes bzw. Gelenkteiles einstückig aus metallischem Werkstoff gefertigt, insbesondere geschmiedet ist, ist bei fertigungstechnischer Einfachheit hohe Festigkeit der Verbindung des Implantatschaftes mit einem von ihm z. B. seitab ausgehenden, z. B. für die Aufnahme einer beschichteten Gelenkkugel od. dgl. geeigneten Zwischen- bzw. Halsstück erreichbar, da mit dem Schmieden kontinuierlicher Verlauf der Werkstofffasern vom Schaft in das Zwischenstück, welches eine glatte Einleitung der Kräfte in den Implantatschaft und in den Knochen sicherstellt, erreicht werden kann.

Anhand der in der Zeichnung dargestellten Beispiele wird die Erfindung näher erläutert, wobei die Fig. 1 bis 1c eine Seitenansicht und Detaildarstellungen eines erfindungsgemäßen Knochenimplantates für den Ersatz eines Oberschenkelgelenkes, die Fig. 2 eine Schrägansicht einer speziellen Ausführungsform des Schaftkörpers eines erfindungsgemäßen Implantates zeigen.

Das Implantat (1) gemäß Fig. 1 weist einen gerade Erzeugende aufweisenden länglich kegelstumpfförmigen Schaft (10) mit einem seitlich schräg angesetzten Zwischenstück (20) für die Anordnung einer Gelenkkugel (30) auf, wobei die mit dem Knochen (50) in dessen Ausnehmung (40) im implantierten Zustand in Berührung stehende Kontaktfläche (100) des Implantatschaftes (10) über im wesentlichen seine gesamte Länge (l) sich erstreckende Vorsprünge (101) mit, siehe Fig. 1a, radial von der Schaftachse (A) weg nach außen weisenden Kanten (102) mit einem Kantenwinkel (Alpha), von hier z. B. von etwa 75°, aufweist. Die Zwischenräume (103) zwischen den Vorsprüngen (101) sind im Nutgrund gerundet ausgebildet, die Kanten (102) weisen, wie das Detail der Fig. 1a zeigt, eine schneidenartige Kante auf. Der Abstand (a), z. B. Schaftmitte 12:0,8 mm, der

am proximalen Schaftende (13) (ap), in der Schaftmitte (12) (am) und am distalen Schaftende (11) (ad) beträgt, sowie ihre Höhe (h), die entsprechend (hp), (hm), (hd) beträgt, nimmt vom proximalen (13) zum distalen Ende (11) hin ab. Die Konizität des Schaftkörpers (10) ist durch das Verhältnis der Differenz der Schaftdurchmesser (dd) am distalen (11) ((dm) in der Schaftmitte (12)) und (dp) am proximalen Ende (13) zur Gesamtlänge (l) gegeben und beträgt bevorzugt etwa 1:10. Außer den Längsvorsprüngen (101) kann der Schaftkörper auch rundum laufende Nuten (105) aufweisen, deren Tiefe (t) größer sein kann als die Höhe (h) der Vorsprünge (101). Am proximalen Ende (13) geht der Schaft (10) hier in einen glatten zylindrischen Fortsatz (13) über, welcher eine Ausnehmung (150) mit Innengewinde (151) aufweist, welches die Verankerung eines Extraktions-Werkzeuges für den Fall eines operativen Entfernens des Implantates (1) aus dem Knochen (50) erleichtert. Der gezeigte Implantatschaft (10) kann, wie mit unterbrochener Linie angedeutet, weiters einen, hier zylindrischen, Hohlraum (16) aufweisen, wobei der aus dem Detail der Fig. 1b ersichtliche Radius (r_ü) des Überganges (111) von der Kontaktfläche (100) zum hier zur Ausnehmung (150) durchgehenden Hohlraum (16) im wesentlichen gleich sein kann wie zu einer distalen Stirnfläche (110), wenn kein Hohlraum in Schaft (10) vorgesehen ist. Vom Hohlraum (16) können in Fig. 1 punktiert angedeutet, Öffnungen (17) zur Kontaktfläche (100) ausgehen.

Aus Fig. 1c ist ersichtlich, wie gegebenenfalls das distale Ende (11) des Schaftkörpers (10) einen Konus (14) mit einem größeren Konusöffnungswinkel aufweisen kann, als jener des Schaftes (10) selbst ist, wobei der Konus (14), wie strichliert angedeutet, auch schiekugelig sein kann. Der Konus (14) kann ein örtlich einseitiges Einkerbren der Cortex durch die distale Schaftkante (111) beim Einschlagen mit erhöhter Sicherheit vermeiden helfen.

Der Implantat-Schaftkörper (10), wie ihn die Fig. 2 nur schematisch prinzipiell zeigt, unterscheidet sich bei im wesentlichen gleicher Grundbauart von jenem gemäß Fig. 1 im wesentlichen dadurch, daß er durchgehende Vorsprünge (101) aufweist, deren Höhe (h) jedoch über die Schaftlänge (l) im wesentlichen konstant ist. Gegen das proximale Ende (13) hin sind in den breiter werdenden Nuten (103) zu diesem Ende (13) sich erstreckende Zwischen-Vorsprünge (101') und noch weiter in dieser Richtung beginnen dann weitere Zwischen-Vorsprünge (101''), wobei bevorzugt alle Vorsprünge (101), (101'), (101'') gleichartig ausgebildet sind.

30

PATENTANSPRÜCHE

35

1. Knochenimplantat für Endoprothesen, insbesondere für Gelenke bzw. Gelenkteile des Bewegungs- bzw. Geh-Apparates des Menschen, mit in eine röhrenförmige Ausnehmung eines Knochens einbringbarem, dem distalen Ende zu sich verjüngenden Schaft und gesondert gebildetem Zwischenstück für ein Gelenkteil, dadurch gekennzeichnet, daß der Schaft (10) an der mit dem Knochen (50) in Kontakt bringbaren Mantelfläche (100) schneidenartige, über die gesamte Länge (l) sich erstreckende, radial gerichtete Vorsprünge (101) aufweist.
2. Knochenimplantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Verhältnis des Abstandes (am) und der Höhe (hm) der Vorsprünge (101) zum Durchmesser (dm) des Schaftes (10), jeweils in dessen Mitte (12) 1:10 bis 1:20 beträgt.
3. Knochenimplantat nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die im Querschnitt dreieckförmigen Vorsprünge (101) im Nahbereich ihrer Kanten (102) einen Kantenwinkel (Alpha) von 30° bis 150°, vorzugsweise im Bereich von 90°, aufweisen.
4. Knochenimplantat nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Höhe (h) der Vorsprünge (101) zum distalen Ende (11) des Schaftes (10) hin abnimmt.
5. Knochenimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Höhe (h) der Vorsprünge (101) vom proximalen (13) zum distalen (11) Ende des Schaftkörpers (100) konstant ist und der Schaft (10) eine dem Schaftdurchmesser (dd) an seinem distalen Ende (11) entsprechende Anzahl durchgehender Vorsprünge (101) aufweist, zwischen welchen zum proximalen Ende (13) hin erst beginnend, zu demselben hin sich kürzer erstreckende, weitere, gleichartige Vorsprünge (101', 101'') angeordnet sind.

Nr. 390 183

6. Knochenimplantat nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Schaft (10) an seinem distalen Ende (11) einen Abschnitt (14) mit kegelstumpfförmiger Mantelfläche mit einem größeren Öffnungswinkel (Gamma) ihrer Erzeugenden als jenem (β) des Schaftes (10) selbst aufweist.

5

Hiezu 1 Blatt Zeichnung

