

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
18. Dezember 2003 (18.12.2003)

PCT

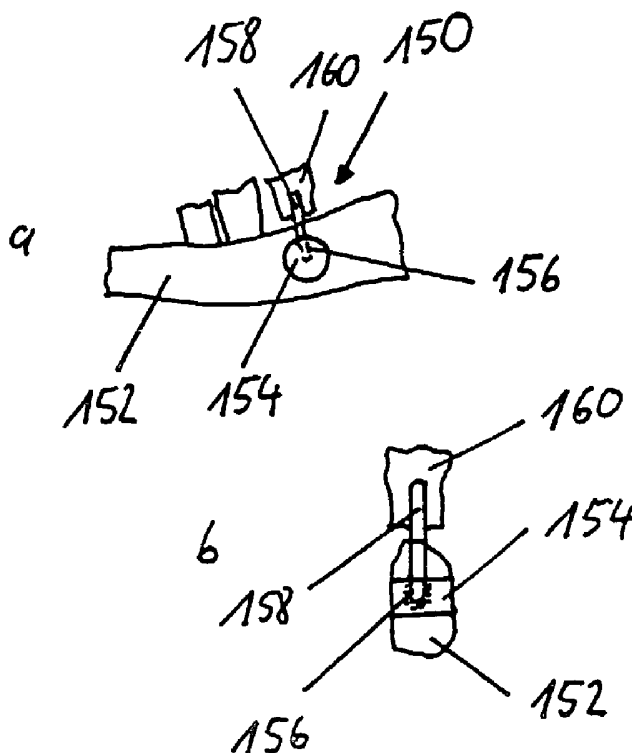
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 03/103535 A2

- | | | |
|---|---|---|
| (51) Internationale Patentklassifikation ⁷ : | A61F 2/00 | (71) Anmelder und |
| (21) Internationales Aktenzeichen: | PCT/DE03/01880 | (72) Erfinder: DRAENERT, Klaus [DE/DE]; Gabriel-Max-Strasse 3, 81545 München (DE). |
| (22) Internationales Anmeldedatum: | 5. Juni 2003 (05.06.2003) | (81) Bestimmungsstaat (national): US. |
| (25) Einreichungssprache: | Deutsch | (84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR). |
| (26) Veröffentlichungssprache: | Deutsch | Erklärung gemäß Regel 4.17:
— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US |
| (30) Angaben zur Priorität: | 102 25 217.3 6. Juni 2002 (06.06.2002) DE | Veröffentlicht:
— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts |

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: IMPLANT AND ARRANGEMENT FOR ESPECIALLY REPLACING SURFACES THAT ARE SUBJECT TO STRESSES

(54) Bezeichnung: IMPLANTAT UND ANORDNUNG ZUM INSBESONDERE PARTIELLEN ERSATZ VON BELASTETEN FLÄCHEN



(57) Abstract: The invention relates to an implant (100) for partially replacing surfaces that are subject to stresses, especially the surfaces of a joint. Said implant comprises a spherical or axial, preferably cylindrical base (116) to be inserted in an area removed from the bone, e.g. a punched or drilled area. The base comprises at least one surface (104) for replacing the section (112) to be replaced and/or an adapter for receiving an element carrying the section, e.g. a joint surface element, tooth or pivot tooth. The system for inserting the implant comprises an angle determination system (10) in the form of elliptical plates (14, 16, 18) of different diameter and cutting angle to be placed onto the joint section to be restored to determine the angle and/or the size of the substitute material to be implanted, an angle guiding device (20) comprising a fixing extension (14, 16, 18, 30) to be inserted between the joint surfaces, and an angle adjusting device (24) linked with the fixing extension and comprising at least one guide element (26) whose angle can be adjusted or which can be disposed in an angle-defined position, for placing at least one guide wire (32) in the operation field or bore guide (40) for a tubular drill (60). The system further comprises a drill system that comprises at least one drill/punch (60) that can be guided through the bore guide (40). Said bore guide is held in a fixed relative position to the joint section to be restored either by the angle adjusting device (24) or by the guide wire (32). The invention further relates to an angle determining

system in the form of elliptical plates (14, 16, 18), an oscillation drill device and hollow cylinder drills (64, 66) or punches having a beveled tip (68, 70).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 03/103535 A2



Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Implantat (100) zum partiellen Ersatz von belasteten Flächen, insbesondere Gelenkflächen, umfassend einen kugeligen oder axialen, vorzugsweise zylindrischen Grundkörper (116) zum Einsatz in einen aus einem Knochen ausgenommenen Bereich, z.B. Stanz- bzw. Bohrbereich, welcher Grundkörper zumindest eine Fläche (104) zur Substitution des zu ersetzenden Flächenabschnitts (112) und/oder einen Adapter zur Aufnahme eines den Flächenabschnitt tragenden Elements, z.B. Gelenkflächenelements, Zahns oder Stiftzahns, aufweist. Die Anordnung zur Implantation umfasst eine Winkelbestimmungsanordnung (10) in Form von Ellipsenplatten (14, 16, 18) unterschiedlichen Durchmessers und Schneidwinkels zur Auflage auf den zu restaurierenden Gelenkflächenabschnitt zur Bestimmung des Winkels und/oder der Größe eines zu implantierenden Ersatzwerkstoffes, ein Winkelführungsgerät (20) mit einem Fixierfortsatz (14, 16, 18, 30) zur Einführung zwischen den Gelenkflächen, einer mit dem Fixierfortsatz verbundenen Winkelstellvorrichtung (24), die wenigstens eine zum Fixierfortsatz winkelverstellbare oder in winkeldefinierter Lage angeordnete Führung (26) zum Setzen wenigstens eines Führungsdrahtes (32) im Operationsgebiet oder Bohrführung (40) für einen Zylinderbohrer (60) aufweist, eine Bohranordnung umfassend wenigstens einen Bohrer/Stanze (60), der/die durch die Bohrführung (40) führbar ist, welche Bohrführung entweder durch die Winkelstellvorrichtung (24) oder durch den Führungsdraht (32) in einer festen Winkellage relativ zum restaurierenden Gelenkflächenabschnitt gehalten ist. Die Erfindung betrifft auch eine Winkelbestimmungsanordnung in Form von Ellipsenplatten (14, 16, 18), eine Oszillationsbohrvorrichtung und Hohlzylinderbohrer (64, 66) bzw. -stanzen mit abgeschrägter Spitze (68, 70).

Implantat und Anordnung zum insbesondere partiellen Ersatz von belasteten Flächen

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Anordnung zum insbesondere partiellen Ersatz von belasteten Flächen, wie z.B. Gelenkflächen. Sie kann jedoch auch zum Ersatz von Kauflächen tragenden Kieferbereichen samt Zähnen oder Stiften verwendet werden.

Bislang ist es üblich, bei einem Verschleiß von Gelenkflächen das gesamte Gelenk oder Gelenkteile in toto durch eine Endoprothese zu ersetzen.

Es ist Ziel der vorliegenden Erfindung, Implantate und eine Anordnung zu schaffen, die einen partiellen Ersatz von belasteten Flächen wie Kau- oder Gelenkflächen ermöglicht, ohne den Einbau einer Endoprothese in toto zu erfordern. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch Implantatkörper nach Anspruch 1, eine Anordnung nach Anspruch 8, durch eine Zylinderbohrvorrichtung und einen Zylinderbohrer nach Ansprüchen 17 und 18 und durch einen Satz von Winkelbestimmungsplatten nach Anspruch 19 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der zugeordneten Unteransprüche.

Die erfinderischen Implantate und Anordnungen folgen dem Prinzip, dass zuerst die Größe des defekten Gelenkflächenabschnittes bestimmt wird, ein Bohrbereich bestimmt wird, innerhalb dessen der Knochen mittels einer speziellen Bohrvorrichtung abgetragen wird, welcher abgetragene Bereich des Knochens auch die defekte Gelenkfläche umfasst und anschließendes Ersetzen des abgetragenen Knochenbereiches durch ein Implantat z.B. auf anorganischer Basis wie z.B. Hydroxylapatit oder durch Kompositamaterialien wie z.B. Tricalciumphosphat mit aufgezüchtetem Knochen bzw. Knorpelgewebe bzw. durch aus der Prothetik bekanntes Gelenkflächenmaterial bzw. Knochenersatzmaterial wie Keramik oder Metalle insbesondere Titanlegierungen.

Das erfindungsgemäße Implantat besteht aus einem kugeligen oder axialen Körper. Ein axialer Körper ist jeder Körper, der eine Längs- und/oder Symmetrieachse aufweist: Derartige Körper

sind insbesondere Zylinder mit unterschiedlichen Grundflächen (Kreise, Ellipse, Polygon), Kegel, Teilringe oder ähnliche langgestreckte Körper. Der kugelige Körper muss keine exakte Kugelform aufweisen. Seine Erstreckung kann in allen drei Raumrichtungen etwas unterschiedlich sein, z.B. ellipsoid, ei- oder brotförmig etc.. Der Grundkörper enthält wenigstens eine Fläche, die als Gelenkersatzfläche ausgebildet ist, bzw. die einen Adapter zur Aufnahme eines Flächenelement mit einer derartigen Fläche aufweist.

Wenn nachfolgend von Gelenkflächen die Rede ist, so schließt dies auch andere belastete Flächen, wie z.B. die Kauflächen eines Zahnes mit ein. Der Grundkörper wird in einen ausgehobenen Bereich eines Knochens eingesetzt, der zuvor aus dem Knochen z.B. durch Bohren, Stanzen, Fräsen, mittels Laser oder durch andere vergleichbare Abtragungstechniken abgetragen worden ist. Der Grundkörper wird vorzugsweise mit Preßsitz in dem abgetragenen Bereich gehalten, obwohl auch andere Befestigungen mit Friktionssitz oder Formschluß, z.B. Gewinde vorstellbar sind. Der Grundkörper kann z.B. als Zylinder ausgebildet sein und direkt die Gelenkfläche tragen oder einen Adapter zur Aufnahme eines derartigen Elements aufweisen, so z.B. ein Loch für die Aufnahme eines Zahnes oder Stiftzahnes oder stirnseitigen bzw. peripheren Gelenkflächenteils.

Die erfindungsgemäßen Implantate bestehen vorzugsweise aus einem zylindrischen Grundkörper mit zwei einander abgewandten Stirnseiten, von denen die erste Stirnseite oder die Peripherie des Grundkörpers eine vorzugsweise in einem Winkel ungleich 90 Grad zur Zylinderachse verlaufende gerade oder gekrümmte Fläche ausweist, die die zu ersetzende Gelenkfläche bildet, und die zweite Stirnseite ebenfalls eine vorzugsweise in einem Winkel ungleich 90 Grad zur Zylinderachse verlaufende gerade oder gekrümmte Fläche ausweist, die nach der Implantation mit der Knochenperipherie abschließt. Statt der Fläche kann der Körper auch einen Adapter zur Aufnahme eines die zu ersetzende Fläche enthaltenden Flächenelements z.B. Gelenkflächenelements oder Zahns aufweisen. Der Winkel der Fläche(n) kann jedoch auch 90° betragen.

Die Gelenkflächen sind vorzugsweise oberflächenbehandelt, um so in ihrer Oberflächenstruktur die natürliche Gelenkflächenstruktur möglichst detailgetreu nachzubilden. Mit dem Knochen oder dem umgebenden Gewebe in Kontakt tretende Teile des Implantats können in an sich bekannter Weise mit Antibiotika beschichtet und/oder bestückt sein, um Entzündungen zu

vermeiden. Ebenso können Knochenersatzwerkstoffe aus einem entsprechend behandelten Material hergestellt, z.B. geformt oder gesintert sein.

Das Implantat passt vorzugsweise derart in den ausgestanzten bzw. ausgebohrten Knochenbereich, dass es im Preßsitz gehalten wird. Der Zylinderdurchmesser des Implantats ist dann vorzugsweise minimal, z.B. 0,01 bis 0,5 mm größer als das Bohrloch im Knochen. Die Tatsache, dass die auf die Gelenkfläche wirkenden Kräfte nicht axial in das Implantat sondern in einem gewissen Winkel eingeleitet werden, ist für den Preßsitz vorteilhaft. Selbstverständlich kann der Zylindermantel des Implantats jedoch auch aufgeraut bzw. mit hintergreifenden Strukturen, z.B. Gewinde versehen sein, was jedoch bezüglich der Traumatisierung des umgebenden Knochengewebes von Nachteil ist.

Vorzugsweise ist das Implantat einstückig, d.h. in einem Herstellungsvorgang aus einem Material hergestellt, was die Herstellung vereinfacht. Es kann jedoch auch vorgesehen sein, daß der zylindrische Grundkörper und die zweite Stirnseite aus einem herkömmlichen Knochenersatzwerkstoff bestehen, während die erste Stirnseite, die die Gelenkfläche bildet, durch ein spezielles Gelenkflächenmaterial wie z.B. spezielle Titanlegierungen oder Keramik gebildet ist. Wahlweise können auch beide Stirnseiten aus anderem Material bestehen als der zylindrische Implantatgrundkörper.

Falls der Grundkörper einen Adapter für das Flächenelement aufweist, kann der Grundkörper in seiner Funktion als Knochenersatzwerkstoff optimiert sein, während das aufgenommene Flächenelement als Gelenkflächenelement optimiert sein kann. Die Materialwahl ist entsprechend abzustimmen. Als Adapterkombination eignen sich alle bekannten Verbindungstechniken mit Gewinde oder anderen Formschlußtechniken, Reibschluss oder Preßsitz.

Die Form des Implantats oder der Gelenkflächen z.B. an wenigstens einer der beiden Stirnseiten kann in an sich bekannten Formnachbildungsverfahren dem ausgebohrten bzw. ausgestanzten Knochenteil nachgebildet werden, wobei darauf zu achten ist, dass der Durchmesser des Grundkörpers derart vergrößert wird, dass der Implantatkörper im Preßsitz in dem Knochen gehalten ist.

Zur Herstellung des Implantats eignen sich alle gängigen Implantatwerkstoffe und Knochenersatzwerkstoffe.

Zur Durchführung der Implantation umfasst eine erfindungsgemäße Anordnung vorzugsweise eine Winkelbestimmungsanordnung in Form mehrerer Ellipsenplatten. Die Form der Ellipsenplatten entspricht der Schnittfläche durch einen Kreiszylinder unter einem bestimmten Schnittwinkel α relativ zur Ebene quer zur Zylinderachse. Je größer der Schnittwinkel ist, desto länger ist die Ellipse. Die Breite der Ellipse wird erhalten durch den Durchmesser des Kreiszylinders. Es werden Ellipsenplatten vorgesehen mit vorzugsweise unterschiedlichem Durchmesser als auch unterschiedlichem Schneidwinkel. Der Sinn der unterschiedlichen Geometrie dieser Ellipsenplatten liegt darin, die für einen Defekt passende Ellipsenplatte derart auszuwählen, dass sie zwar den defekten Gelenkflächenbereich vollständig überdeckt, gleichzeitig aber möglichst wenig intakte Gelenkfläche. Wenn man die korrekte Ellipsenplatte herausgefunden hat, gibt der Schnittwinkel der Ellipsenplatte exakt den Bohrwinkel und den Bohrdurchmesser für das zu entnehmende und zu ersetzende Knochenmaterial an, wobei die Bohrung in dem entsprechenden Winkel und mit dem entsprechenden Durchmesser derart gesetzt wird, dass die Bohrung in dem defekten Gelenkflächenbereich endet.

Um eine entsprechende Substitution des Knochenmaterial zu ermöglichen, umfasst die erfindungsgemäße Anordnung ferner ein Winkelführungsgerät, das einen Fixierfortsatz zur Einführung zwischen den Gelenkflächen hat. Dieser Fixierfortsatz kann beispielsweise die Ellipsenplatte der Winkelbestimmungsanordnung sein oder jeder andere Fortsatz, der eine Fixierung des Winkelführungsgerätes zwischen den Gelenkflächen ermöglicht. Mit dem Fixierfortsatz ist ein Winkelstellgerät verbunden, das eine Führung bzw. Bohrführung, die relativ zum Fixierfortsatz entweder in dem von der Ellipsenplatte angegebenen Winkel verläuft oder deren Winkel auf den von der Ellipsenplatte angegebenen Schneidwinkel einstellbar ist.

Die Führung an dem Winkelstellgerät ist in dem eingestellten Winkel relativ zum Fixierfortsatz angeordnet und ermöglicht das Setzen eines Führungsdrahtes im Operationsgebiet zur Befestigung einer Bohrführung, die es ermöglicht, einen Bohrer in dem voreingestellten Winkel durch den Knochen zu führen, so dass er exakt in der zu ersetzenden Gelenkfläche endet. Nach dem Setzen des Führungsdrahtes wird die Bohrführung in dem durch den Führungsdraht vorgegebenen Winkel und Abstand von der defekten Gelenkfläche befestigt, und anschließend wird der

Zylinderbohrer zum Abtragen des Knochenmaterials durch diese Bohrführung in den abzutragenden Knochenbereich geführt.

Anstelle der Führung zum Setzen des Führungsdrahtes kann auch die Bohrführung direkt an dem Winkelstellgerät vorgesehen sein, in welchem Fall der Zylinderbohrer zum Abtragen des Knochenmaterials durch das Winkelstellgerät selbst in den Knochen geführt wird.

Eine Bohranordnung zum Abtragen des Knochenmaterials bzw. zum Bohren des Durchganges enthält einen Bohrer bzw. eine Stanze, der/die durch die Bohrführung führbar ist. Die Bohrführung ist entweder durch die Führungsdrähte oder das Winkelstellgerät selbst in einer festen Winkellage relativ zu dem restaurierenden Gelenkflächenabschnitt derart gehalten, dass die Bohrachse im Zentrum des zu ersetzenden Gelenkflächenabschnitts endet.

Zur Erzeugung eines sauberen Schnitts, der exakt in der Ebene der Gelenkfläche endet, enthält die Bohranordnung vorzugsweise ein Oszillationsbohrgerät, das einen Hohlzylinderbohrer mit abgeschrägter Spitze aufweist, wobei die Abschrägung der Spitze exakt dem Bohrwinkel des Bohrers relativ zur Gelenkfläche entspricht. Der Oszillationswinkel des Oszillationsbohrgerätes ist ausgesprochen klein, vorzugsweise weniger als 10 °, insbesondere weniger als 5 °. Auf diese Weise wird erreicht, dass der Bohrer durch das Bohrgerät bzw. die Bohrmaschine direkt bis an die Gelenkfläche geführt werden kann, wobei die abgeschrägte Spitze genau parallel zur Gelenkfläche liegt, so dass keine Kante des Bohrers bereits in die gegenüberliegende Gelenkfläche einschneidet, wenn die gegenüberliegende Bohrerkannte gerade die Gelenkfläche erreicht hat.

Vorzugsweise sind die Zylinderbohrer selbst als dünnwandige hohlzylindrische Bohrer ausgebildet, deren abgeschrägte Spitze eine harte Schleifkrone aufweist, die insbesondere mit einem Schleifstein oder Hartmetallbesatz, insbesondere mit einem Diamantbesatz versehen ist, so dass die Schärfe des Bohrers auch nach oftmaliger Anwendung gewährleistet bleibt und das Knochengewebe möglichst wenig traumatisiert ist.

Die Erfindung wird nachfolgend beispielsweise anhand der schematischen Zeichnung beschrieben. In dieser zeigen:

- Fig. 1 einen Satz von Ellipsenplatten zur Bestimmung der Bohrgröße und des Bohrwinkels,
- Fig. 2 ein Winkelführungsgerät, dessen Fixierfortsatz durch eine Ellipsenplatte gebildet ist,
- Fig. 3 ein Winkelführungsgerät, bei dem der Fixierfortsatz durch einen Fixierdorn für Kniegelenke gebildet ist,
- Fig. 4 eine Bohrführung,
- Fig. 5 eine Bohrführung mit Zylinderbohrer,
- Fig. 6 eine zweite perspektivische Ansicht der Bohrführung mit Zylinderbohrer aus Figur 5,
- Fig. 7 zwei Zylinderbohrer mit abgeschrägter Spitze in Seitenansicht,
- Fig. 8 Zylinderbohrer mit abgeschrägter Spitze zum Handbetrieb,
- Fig. 9 eine schematische Ansicht des Vortriebs des Zylinderbohrers mit abgeschrägter Spitze im Operationsgebiet,
- Fig. 10/11 eine schematische Darstellung des Ausstanzens und Ersetzen eines defekten Gelenkflächenbereichs, und
- Fig. 12 eine perspektivische Ansicht zweier in einem Femur implantierter Implantate zur Restauration von Kniegelenksabschnitten .
- Fig. 13-16 weitere Ausführungsformen erfindungsgemäßer Implantate.

Figur 1 zeigt drei Ellipsenplatten, welche durch einen schrägen Schnitt aus einem Kreiszylinder entstehen. Die Winkelabgabe aus den Ellipsenplatten geben dabei den Schnittwinkel relativ zu einer Querschnittsfläche zur Zylinderachse an. Dementsprechend bedingt eine große Winkelabweichung vom Zylinderquerschnitt eine entsprechend längere Ellipsenform und eine geringere Abweichung eine entsprechend kürzere Länge der Ellipse. Die Breite der Ellipse entspricht

dem Zylinderdurchmesser. Der Satz an vorzusehenden Ellipsenplatten umfasst sowohl unterschiedliche Winkel als auch unterschiedliche Durchmesser, so dass alle Größen von Gelenkflächendefekten mit den Ellipsenplatten abgedeckt werden können. Die Ellipsenplatten werden derart über der defekten Gelenkstelle angeordnet, dass die defekte Gelenkstelle vollflächig überdeckt wird, zugleich aber möglichst wenig gesunde Gelenkfläche. Der Winkel und die Breite, d.h. der Durchmesser der Ellipsenplatte legen den Bohrwinkel und den Durchmesser des Bohrers fest, der zum Abtragen von Knochenmaterial verwendet wird. Der Knochenabtrag erfolgt hierbei in dem von der Ellipsenplatte angegebenen Winkel relativ zur Gelenkfläche, wobei der ausgebohrte bzw. ausgestanzte Zylinderbereich in der defekten Gelenkfläche mündet. Dieser ausgebohrte bzw. ausgeschnittene oder ausgestanzte Knochenbereich wird später durch ein Knochenersatzmaterial auf natürlicher Basis wie z. B. Hydroxylapatit oder durch keramische oder metallische Implantatmaterialien z. B. auf Titanbasis ersetzt, wobei das in die Gelenkfläche ragende Ende des Knochenersatzmaterials dann die ausgeschnittene defekte Gelenkfläche substituiert.

Anstelle der Ellipsenplatten ist es jedoch auch möglich, durch die Messung der Länge und der Breite der Defektstelle den korrekten Schneidwinkel und Bohrdurchmesser für das abzutragende Knochenmaterial zu bestimmen.

Ferner umfasst die erfindungsgemäße Anordnung zur partiellen Gelenkflächenrestauration ein Winkelführungsgerät, das es ermöglicht, entweder den Bohrer in dem gewünschten Winkel relativ zur Gelenkfläche durch den Knochen zu führen oder zum Setzen von Führungsdrähten, an welchen eine Bohrführung befestigt werden kann, die dann die Führungsaufgabe für den Bohrer in entsprechender Weise wahrnimmt. Das Bohrloch wird so gesetzt, dass es in dem vorher bestimmten Abstand und Winkel durch den Knochen führt und in der Defektstelle endet, womit durch den Bohrvorgang die Gelenkflächendefektstelle aus dem Knochen entfernt wird.

Hierfür hat das Winkelführungsgerät 20 einen Fixierfortsatz 22, der in diesem Fall durch eine Ellipsenplatten aus Figur 1 gebildet ist, einen Winkelstellmechanismus 24 und eine Führung 26 zum Setzen von Führungsdrähten in dem Knochen. Zusätzlich hat das Winkelstellgerät 20 zur besseren Handhabung an seinem hinteren Ende einen Handgriff 28. Der Fixierfortsatz 22 ist vorzugsweise lösbar in dem Winkelstellgerät 20 gehalten, so dass unterschiedliche Fixierfort-

sätze in das Winkelstellgerät 20 einsetzbar sind, wie dies beispielweise in Figur 3 gezeigt ist, bei welcher der Fixierfortsatz 30 durch einen Fixierdorn zum Einsatz in das Kniegelenk gebildet ist. Die Figur 3 zeigt zudem einen Führungsdraht 32, der durch die Führung 26 in dem Knochen gesetzt wird, um eine Bohrführung an dem Knochen zu fixieren, die beispielsweise in Figur 4 dargestellt ist.

Die Bohrführung 40 umfasst einen Anlagebereich 42 zur Anlage an den Knochen und zwei Führungslöcher 44, 46, die von Führungsdrähten 32 durchsetzbar sind. Die Führungsdrähte sind z.B. mittels des Winkelstellgerätes 20 der Figuren 2 und 3 im Knochen gesetzt worden. Die Bohrführung 40 ist insgesamt als Hohlzylinder ausgebildet mit einem inneren Zylinderbereich 48, in welchem ein Bohrer gemäß den Figuren 5 bis 8 geführt wird. Die Bohrführung 40 umfasst ferner eine Drehhülse 50, die innenseitig Spannelemente (nicht dargestellt) aufweist, um einen geführten Bohrer in einer definierten Position zu fixieren.

Figur 5 zeigt eine Bohrführung 40 zusammen mit einem Zylinderbohrer 60, der eine Diamantkrone 62 aufweist. Der Zylinderbohrer 60 ist sehr dünnwandig und innen hohl, so dass das Knochenmaterial nur im Mantelbereich des Zylinderbohrers 60 geschnitten wird, während das abzutragende Material in dem Innenhohlraum des Bohrers verbleibt. Die Traumatisierung des Gewebes ist somit minimal.

Figur 6 zeigt die gleiche Anordnung mit Bohrführung 40 und Zylinderbohrer 60 von schräg vorne.

Wenn der Knochen in einem schrägen Winkel angebohrt werden soll, wird vorzugsweise eine Oszillationsbohreinrichtung mit einem geringen Oszillationswinkel von maximal 10 ° insbesondere maximal 5 ° verwendet. In diesem Fall ist die Spitze der Zylinderbohrer 64, 66 vorzugsweise abgeschrägt 68, 70, so dass die durch die Schräge gebildete Ellipsenfläche des Bohrerkopfes am Ende des Bohrvorganges genau in der Gelenkebene endet, wodurch sichergestellt wird, dass beim Abtragen, d. h. Ausstanzen des Knochenmaterials der Bohrer mit seiner Kante nicht in das Gewebe zwischen den Gelenkflächen oder in die gegenüberliegende intakte Gelenkfläche einschneidet. Durch den geringen Oszillationswinkel im Zusammenhang mit der dem Schneidwinkel angepassten Schräge des Zylinderbohrers wird somit sichergestellt, dass das vordere Ende 68, 70 der Bohrer exakt in der Gelenkebene endet. Sollte das ausgestanzte

Material dennoch an ein paar Fasern hängen, so ist vorzugsweise ein Satz 80 von Handbohrern 82 bis 86 (Fig. 8) vorgesehen, deren schräge Spitze 88 bis 92 exakt der Schrägfläche der Bohrer 64, 66 aus Figur 7 und exakt der Ellipsenform der Ellipsenplatten aus Figur 1 entspricht. Durch die manuellen Bohrer 82 bis 86 kann somit das ausgestanzte Knochenmaterial schonend aus dem Operationsgebiet gelöst werden.

Nach dem Herausbohren und Herausnehmen des Knochenmaterials wird dann, wie es in Figur 9 gezeigt ist, ein Implantat 100 in den Knochen 102 eingesetzt, wobei das Material des Implantats an der gelenkseitigen Stirnfläche 104 und an der Außenseite des Knochens 106 oberflächenbearbeitet wird, um zum einen die Gelenkfläche in Form und Glätte möglichst naturgetreu nachzubilden und zum anderen die Außenfläche des Knochens zur Vermeidung einer Traumatisierung des umgebenden Gewebes möglichst genau nachzubilden.

Der Vorgang des Ausbohrens mit der Oszillationsbohrvorrichtung und des Anschließenden Substituierens des ausgefrästen Knochenbereichs mit einem Implantat ist schematisch in den Figuren 10 und 11 wiedergegeben.

Fig. 10 zeigt einen Knochen 102 mit einer oberen Gelenkfläche 110, z.B. entsprechend dem Kugelgelenk des Femurs. Mit einem Hohlzylinderbohrer 64 aus Fig. 7 mit abgeschrägter Spitze 68 wird nun das abzutragende Knochenmaterial unter dem defekten Gelenkflächenbereich 112 ausgestanzt. Durch die Verwendung einer Oszillationsbohrvorrichtung 65 mit geringem Oszillationswinkel von etwa 5 Winkelgrad bleibt die Schräge 68 in etwa parallel zur Oberfläche des defekten Gelenkflächenabschnitts 112. Wenn nun die schräge Krone 68 der Hohlzylinderstanze 64 die Oberfläche 112 erreicht, liegt sie ziemlich genau in der Ebene des defekten Abschnitts 112 und traumatisiert umgebendes Gewebe des Gelenks nur minimal.

Gemäß Fig. 11 wird nach dem Herausnehmen des zu ersetzenden Knochenmaterials 114 die dadurch entstandene zylindrische Bohrung im Knochen 102 durch ein Implantat 100 gefüllt, wie es z.B. in Fig. 9 bereits gezeigt wurde.

Das Implantat umfasst einen zylindrischen Grundkörper 116, dessen abgewandte Stirnseiten 104 und 106 den defekten Gelenkflächenbereich 112 und die Knochenperipherie substituieren. Die zum Gelenk weisende Stirnseite 104 des Implantats 100 wird oberflächenbehandelt, um die

Geometrie und Oberflächenbeschaffenheit des umgebenden Gelenkflächenbereichs 110 so gut wie möglich nachzubilden. Es sind auch an sich bekannte Formnachbildungsverfahren anwendbar, um die Stirnseite 104 der Gelenkfläche aus dem Gelenkflächenbereich 112 so gut wie möglich nachzubilden. Auch die zur Knochenperipherie weisende Stirnseite 106 des Implantats 100 wird oberflächenbehandelt, um einen homogenen und gewebeverträglichen Abschluss mit der umgebenden Knochenoberfläche zu erzeugen.

Fig. 12 zeigt zwei Implantate 100a, 100b, die in einem Kniegelenk eines Femurknochens 102 implantiert sind. Die Implantate 100a,b bestehen aus einer Titanlegierung, die für Gelenkimplantate üblich ist. Die ersten Stirnseiten 104a,b der Implantate bilden einen Teil der Gelenkfläche 112 und sind derart oberflächenbehandelt, dass die fluchtend mit der umgebenden Gelenkfläche 112 das Gelenk wieder in seiner ursprünglichen Funktionalität wiederherstellen. Die Implantate sitzen im Preßsitz in den im Knochen 102 ausgefrästen Löchern, womit sie gegen axiale Verschiebung auch bei starker Beanspruchung des Gelenks festgelegt sind. Hierbei ist anzumerken, dass durch die Tatsache, dass die Stirnflächen 104a,b der Implantate 100a,b relativ zur Zylinderachse des Grundkörpers 106b in einem Winkel ungleich 90 Grad geneigt sind, zu einer nicht axialen Krafteinleitung auf das Implantat führt. In der Figur ist sehr schön der zylindrische Grundkörper 106b des rechten Implantats 100b zu sehen.

Fig. 13 zeigt sehr schematisch ein Implantat 120 mit einem zylindrischen Grundkörper 122, bei dem die Gelenkersatzfläche 124 im Peripheriebereich des Grundkörpers 122, d.h. durch Abtragung von Material im Peripheriebereich, ausgebildet ist. Die Stirnseite 126, 128 schließen mit der Peripherie des Knochens 102 im Gelenkbereich ab. Das Implantat besteht vorzugsweise aus Titanlegierung, kann aber auch aus einem anderen der genannten Knochen und/oder Gelenkersatzstoffe bestehen. Insbesondere kann die Gelenkersatzfläche 124 auf einem separat in den Grundkörper 122 einzusetzenden Teil angeordnet sein, das ein spezielles Gelenkersatzmaterial ist.

Fig. 14 zeigt ein Implantat 130 mit einem zylindrischen Grundkörper 132, das einen Adapter für ein Gelenkflächenersatzteil 134 aufweist, auf dem die Gelenkersatzfläche 136 ausgebildet ist. Als Adaptertechnik können Stifte, Schrauben Presssitz und andere an sich bekannte Techniken dienen. Der Vorteil dieser Ausbildungsform besteht darin, dass der Grundkörper 132 aus

optimiertem Knochenersatzwerkstoff bestehen kann, während das Gelenkflächenersatzteil 134 für die Bildung der Gelenkfläche optimiert ist.

Fig. 15 zeigt ein kugeliges Implantat 140, das in eine kreiszylindrisches Bohrloch im Gelenkbe- reich des Knochens 102 eingesetzt ist. Die Gelenkersatzfläche 142 wurde durch Abtragen aus der Kugelperipherie erstellt.

Die Figuren 16a und 16b zeigen ein Implantat 150 im Kieferknochen 152. Das Implantat be- steht aus einem kreiszylindrischen Grundkörper 154, der mit seiner Längsachse horizontal und quer zum Kieferknochen eingesetzt wird. Der Grundkörper 154 hat einen Adapter 156, im ein- fachsten Fall eine Bohrung, in der ein Stift 158 zur Aufnahme einer Krone 160 aufgenommen ist. Der Grundkörper 154 besteht vorzugsweise aus Knochenersatzmaterial mit einer guten Gewebeverträglichkeit, welches insbesondere gut in den Knochen einwachsen kann. Der Stift und die Krone können aus herkömmlichen Dentalimplantatmaterialien bestehen.

Die in den obigen Figuren dargestellten Grundkörper sind vorzugsweise kreiszylindrisch, kön- nen jedoch auch andere Formen haben, wie z.B. Kegel bzw. Konus oder Zylinder mit nicht kreisrunder Grundfläche etc.

Die in den Figuren dargestellten Beispiele sind nur zur Erläuterung des Erfindungsgegenstan- des gedacht und sollen keinen schwenkenden Charakter bezüglich des Schutzbereiches mit sich bringen, der durch die nachfolgenden Ansprüche definiert wird.

Selbstverständlich ist es möglich einzelne Merkmale der Erfindung einzeln oder in einer größe- ren Anzahl vorzusehen, z.B. die Führungsdrähte. Wenn ausgeführt ist, dass die durch die An- ordnung vorgegebene Bohrachse in etwa den Mittelpunkt der defekten Gelenkfläche schneidet, so sind Abweichungen von wenigen mm, z.B. bis zu 5 mm tolerierbar.

Patentansprüche:

1. Implantat (100) zum partiellen Ersatz von belasteten Flächen, insbesondere Gelenkflächen (112), umfassend einen in etwa kugeligen (140) oder axialen, vorzugsweise zylindrischen, Grundkörper (116) zum Einsatz in einen aus einem Knochen ausgenommenen Bereich, z.B. Stanz- bzw. Bohrbereich, welcher Grundkörper (116,122,132,154,140) zumindest eine Fläche (104, 124,142) zur Substitution des zu ersetzenden Flächenabschnitts (112) und/oder einen Adapter (156) zur Aufnahme eines den Flächenabschnitt (136,160) tragenden Elements (134,158), z.B. Gelenkflächenelements, Zahns oder Stifts, aufweist.
2. Implantat nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Grundkörper (116) zylindrisch, insbesondere kreiszylindrisch ausgebildet ist.
3. Implantat nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Grundkörper (116) eine erste Stirnseite (104) oder einen peripheren Bereich (124) aufweist, die/der eine vorzugsweise in einem Winkel ungleich 90 Grad zur Zylinderachse verlaufende gerade oder gekrümmte bzw. geformte erste Fläche als Gelenkersatzfläche oder einen Adapter zur Aufnahme eines entsprechenden Flächenersatzelements (134) enthält.
4. Implantat nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Grundkörper (116,122) wenigstens eine zweite Stirnseite (106, 126,128)) enthält, die zum Abschluss mit der Knochenperipherie eine gerade oder gekrümmte bzw. geformte zweite Fläche aufweist.
5. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass es einstückig hergestellt ist.
6. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Grundkörper aus einem Implantatwerkstoff oder Knochenersatzwerkstoff besteht und mit ei-

nem Gelenkflächenersatzkörper verbunden oder verbindbar ist, der vorzugsweise aus einem Material für künstlich Gelenke besteht, wie z.B. Keramik oder Titanlegierungen.

7. Implantat nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Durchmesser des Grundkörpers (116) ein wenig größer als der des Stanz- bzw. Bohrbereichs ist.

8. Anordnung zur partiellen Restauration von Gelenkflächen, umfassend

- eine Winkelbestimmungsanordnung (10) in Form von Ellipsenplatten (14,16,18) unterschiedlichen Durchmessers und Schneidwinkels zur Auflage auf den zu restaurierenden Gelenkflächenabschnitt zur Bestimmung des Winkels und/oder der Größe eines zu implantierenden Ersatzwerkstoffes,
- ein Winkelführungsgerät (20) mit
 - einem Fixierfortsatz (14,16,18,30) zur Einführung zwischen den Gelenkflächen,
 - einer mit dem Fixierfortsatz verbundenen Winkelstellvorrichtung (24), die wenigstens eine zum Fixierfortsatz winkelverstellbare oder in winkeldefinierter Lage angeordnete Führung (26) zum Setzen wenigstens eines Führungsdrahtes (32) im Operationsgebiet oder Bohrführung (40) für einen Zylinderbohrer (60) aufweist,
- eine Bohranordnung umfassend wenigstens einen Bohrer/Stanze (60), der/die durch die Bohrführung (40) führbar ist, welche Bohrführung entweder durch die Winkelstellvorrichtung (24) oder durch den Führungsdraht (32) in einer festen Winkellage relativ zum restaurierenden Gelenkflächenabschnitt gehalten ist.

9. Anordnung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Bohrer (64,66) der Bohranordnung eine abgeschrägte Spitze (68,70) aufweist.

10. Anordnung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Bohrer als Hohlzylinderstanze (60,66,68) mit einer Diamantschleifkrone (62) ausgebildet ist.

11. Anordnung nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Bohranordnung ein Oszillationsbohrgerät mit einem Oszillationswinkel von maximal 10 Grad, insbesondere maximal 6 Grad aufweist.

12. Anordnung nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Bohrführung (40) ein Rollenlager aufweist.

13. Anordnung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagerelemente mittels einer Spanneinrichtung gegen den Bohrer festlegbar sind.

14. Anordnung nach einem der Ansprüche 8 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Fixierfortsatz durch eine Ellipsenplatte (14,16,18) gebildet ist, und dass die Achse der Führung (26) bzw. Bohrführung (40) wenigstens in etwa den Mittelpunkt der Ellipsenplatte schneidet.

15. Zylinderbohrvorrichtung für chirurgische Anwendungen, insbesondere Prothetik, umfassend eine Oszillationsbohrmaschine mit einem kleinen Oszillationswinkel von etwa 1 bis 25 Grad, vorzugsweise bis etwa 10 Grad und wenigstens einen Bohrer (64,66) mit abgeschrägter Spitze.

16. Zylinderbohrer (64,66) mit abgeschrägter Spitze, insbesondere zur Anwendung in einer Oszillationsbohrmaschine nach Anspruch 8.

17. Zylinderbohrer nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass er als hohlzylindrische Bohrstanze (64,66) ausgebildet ist.

18. Zylinderbohrer nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Bohrstanze (64,66) eine Schleifkrone mit Stein- und/oder Hartmetallbesatz, insbesondere Diamantbesatz aufweist.

19. Ein Satz (10) von Winkelbestimmungsplatten (14,16,18) für die Bestimmung der Größe und Winkellage von Ersatzmaterialien zur Implantation in der Prothetik, vorzugsweise zur Verwendung in einer Anordnung nach Anspruch 1, welche Winkelbestimmungsplatten die Form von Ellipsenplatten haben, deren Form durch einen schrägen Schnitt durch einen Kreiszylinder erhalten wird, wobei der Schnittwinkel unterschiedlicher Ellipsenplatten variiert.

20. Ein Satz von Winkelbstimmungsplatten nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Breite der einzelnen Ellipsenplatten (14,16,18) variiert.

Fig. 1

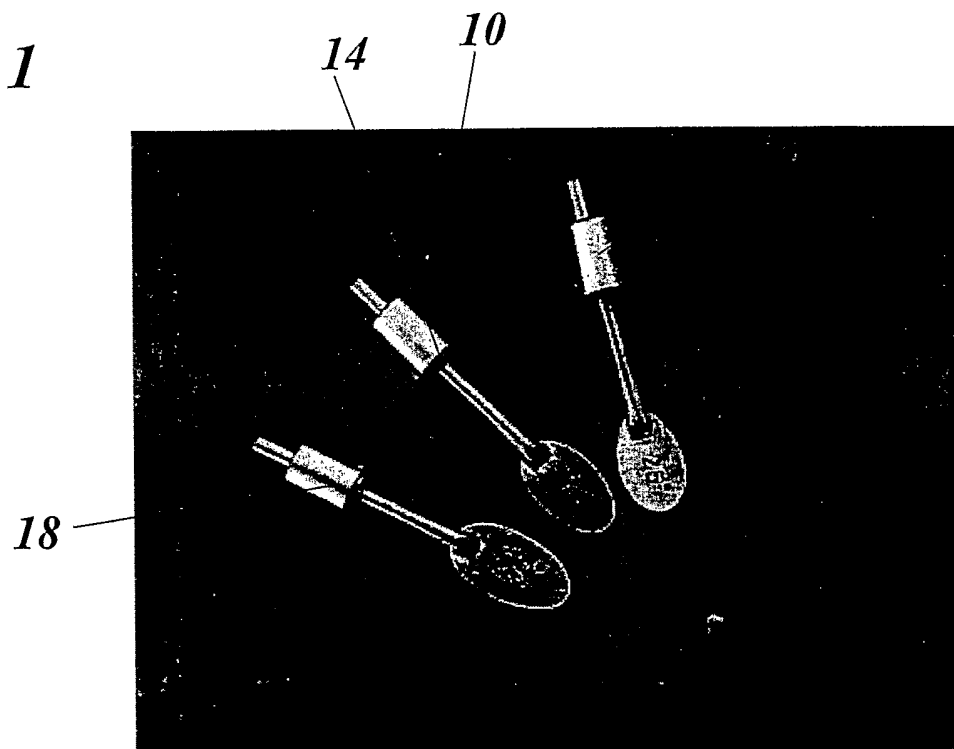


Fig. 2

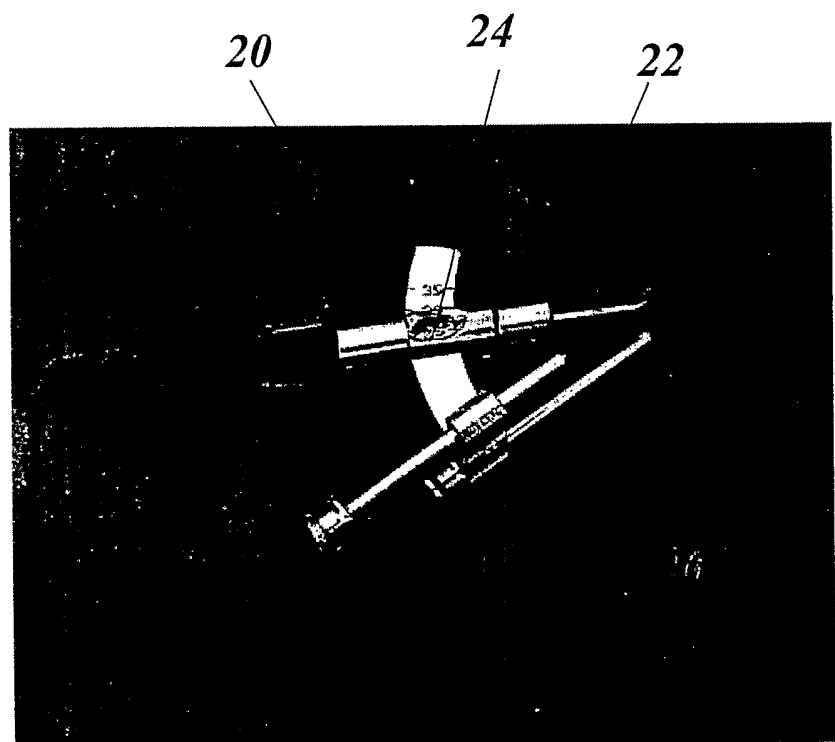


Fig. 3

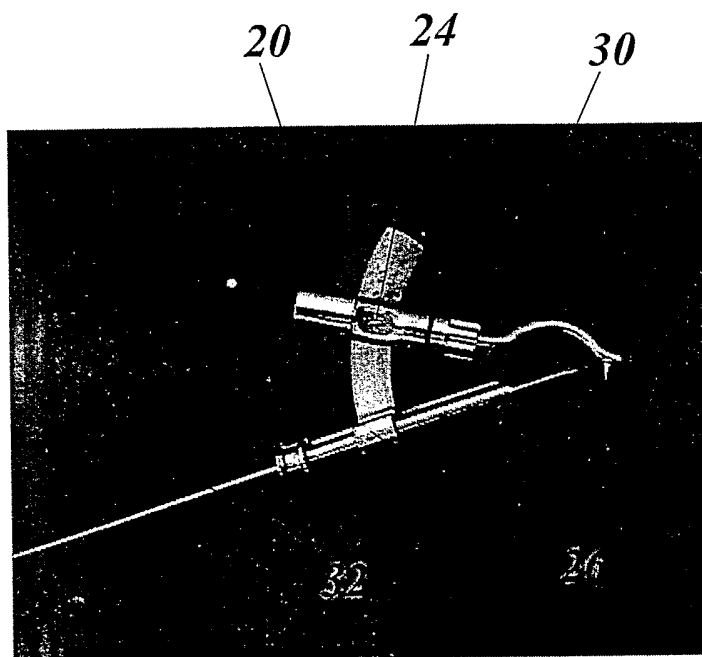


Fig. 4

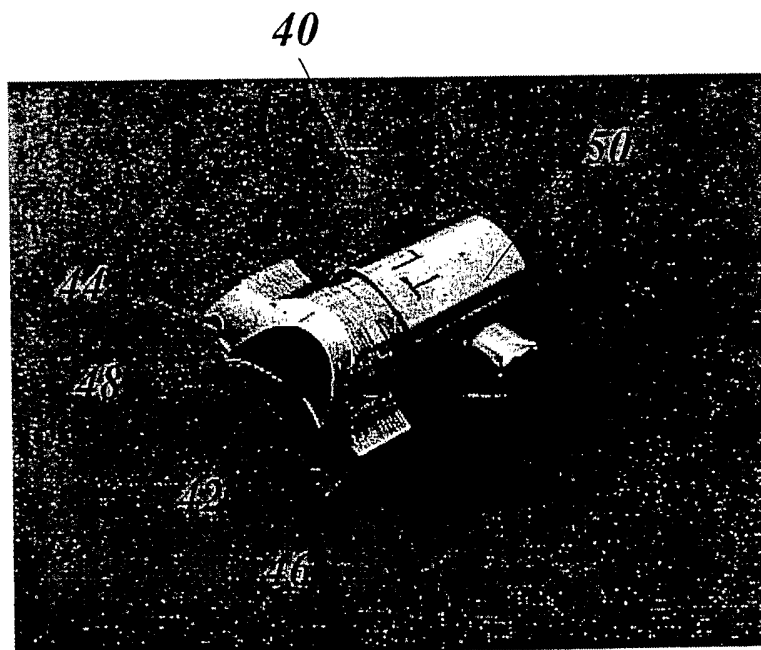


Fig. 5

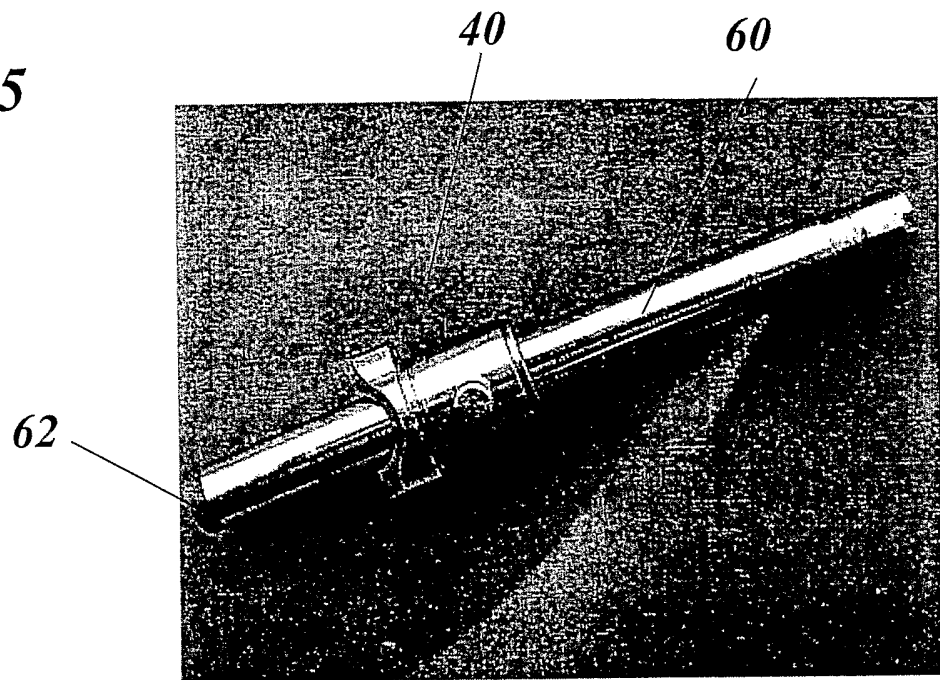


Fig. 6

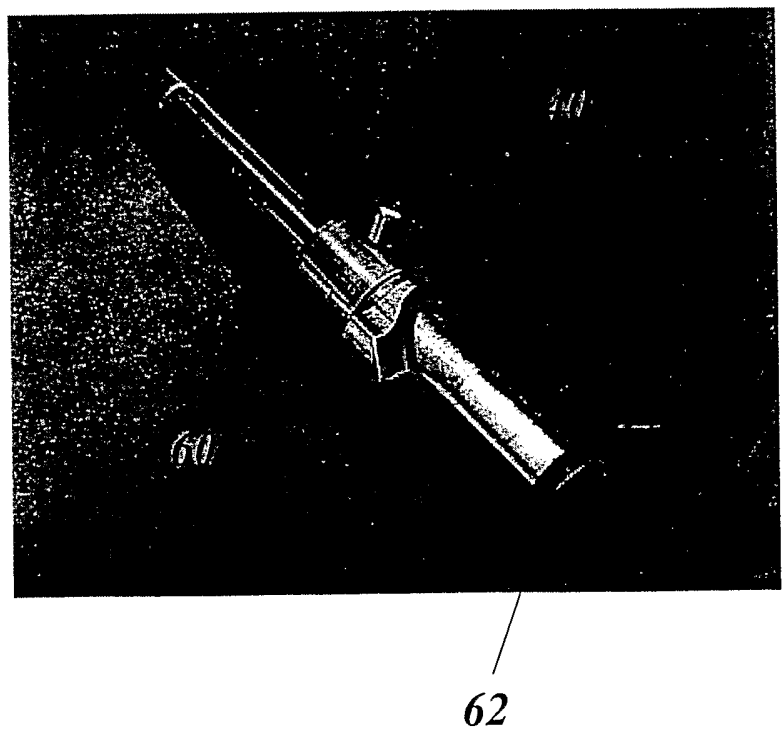


Fig. 7

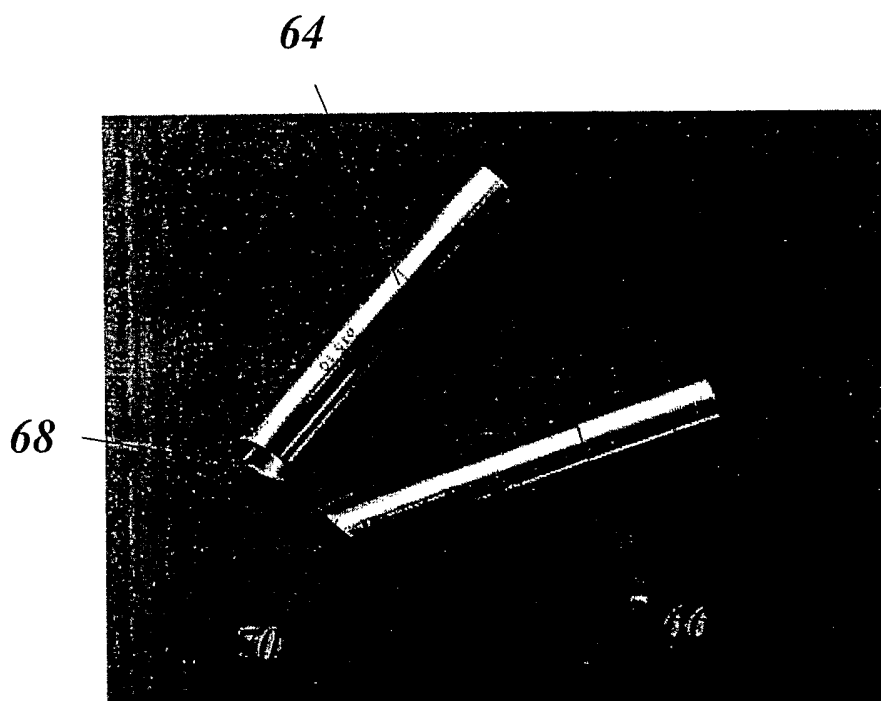


Fig. 8

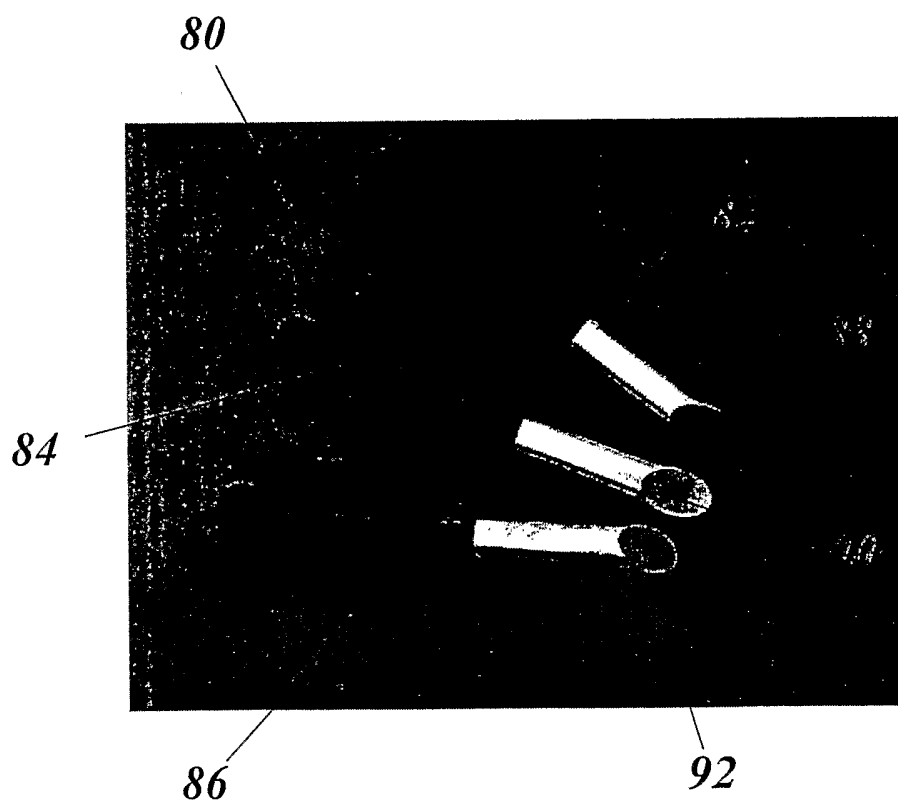


Fig. 9

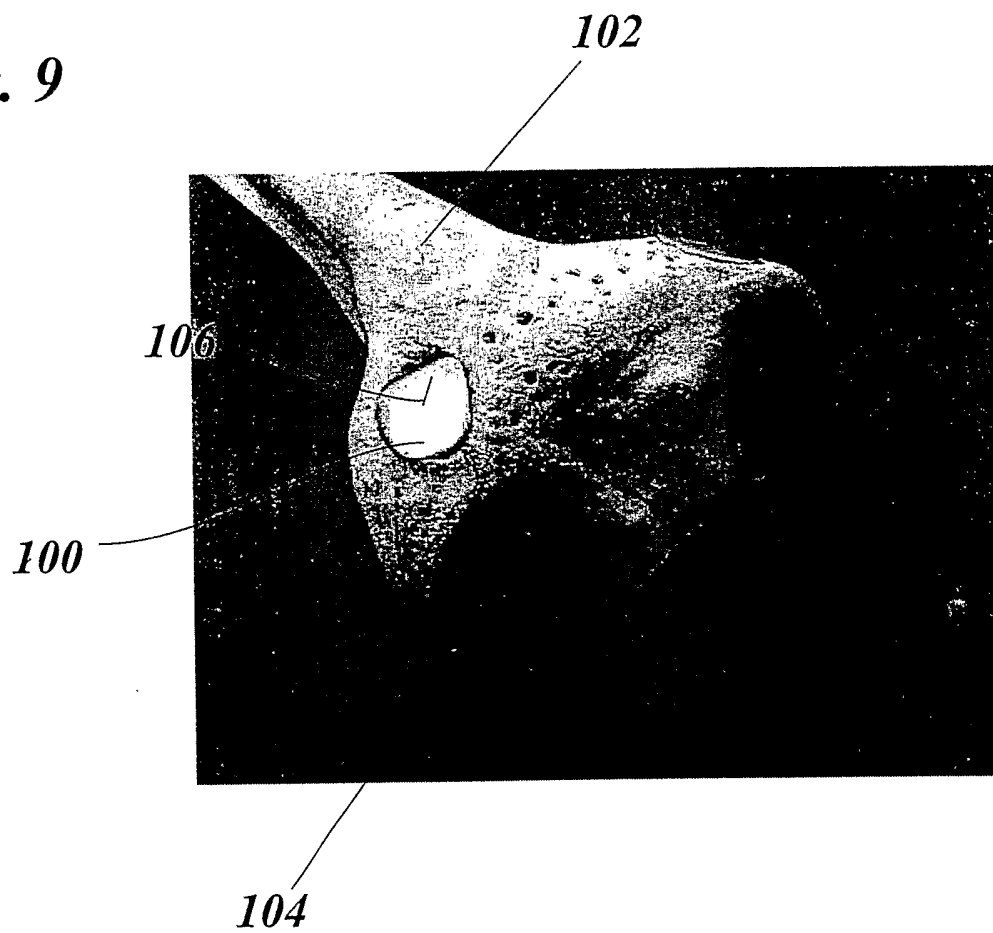


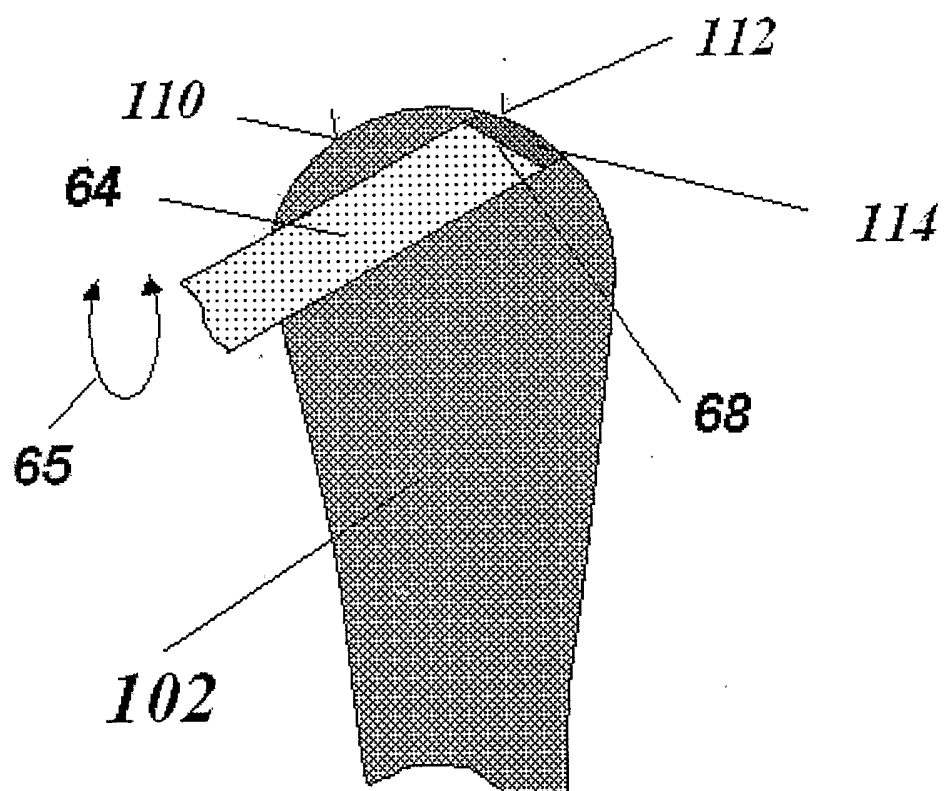
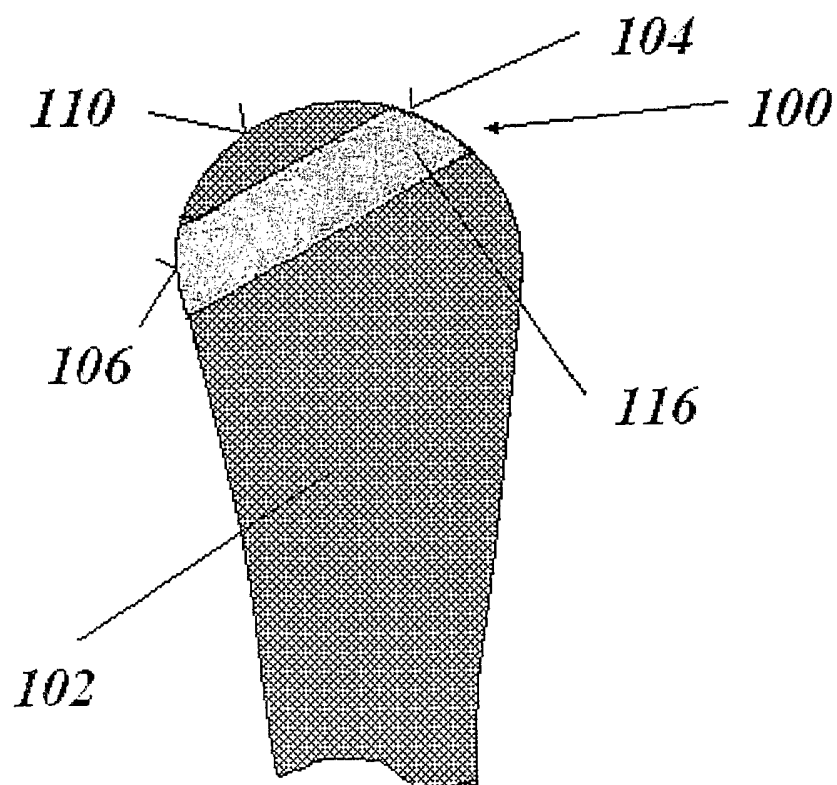
Fig. 10*Fig. 11*

Fig. 12

